

Automatische Bestimmung von Messgrößen in Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 und deren statistische Auswertung

Diplomarbeit
im Studiengang Photoingenieurwesen und Medientechnik
an der Fachhochschule Köln

Autor:
Christian Moll
aus Ehingen

Matrikelnummer:
11018350

Referent: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl
Koreferent: Dipl. Inf. (FH) Andreas Jahnen

Luxemburg, 14. August 2006

Automatic Determination of Measurement in Phantom Images according to PAS 1054 and their statistical Evaluation

Diploma Thesis at the Institute of
Imaging Sciences and Media Technology,
University of Applied Sciences Cologne

Author:
Christian Moll
from Ehingen

Matriculation Number:
11018350

First Reviewer: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl
Second Reviewer: Dipl. Inf. (FH) Andreas Jahnen

Luxembourg, August 14th, 2006

Kurzbeschreibung

Titel	Automatische Bestimmung von Messgrößen in Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 und deren statistische Bewertung
Autor	Christian Moll
Referenten	Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl, Dipl. Inf. (FH) Andreas Jahnen
Zusammenfassung	In dieser Arbeit wird beschrieben wie verschiedene Messwerte in Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 unter zu Hilfenahme von ImageJ bestimmt werden. Desweiteren wird über tabellarische und graphische Darstellung der ermittelten Daten und deren Export in für andere Programme lesbare Formate geschrieben. Im weiteren werden auf Methoden zur Glättung der Messwerte beschrieben. Die Umsetzung der Methoden in das bestehende Software Framework <i>Optimage</i> und dessen Aufbau wird zum besseren Verständnis erläutert. Die gesamte Umsetzung erfolgte in der objektorientierten Programmiersprache Java.
Stichwörter	Konstanzprüfung, PAS 1054, Prüfkörper, statistische Qualitätskontrolle
Sperrvermerk	Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk
Datum	14. August 2006

Abstract

Title	Automatic Determination of Measurement in Phantom Images according to PAS 1054 and their statistical evaluation
Author	Christian Moll
Advisores	Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl, Dipl. Inf. (FH) Andreas Jahnen
Abstract	This diploma thesis describes how different measured values are determined in phantom images according to PAS 1054 using ImageJ. In Addition there is specified how to use tabular and graphical presentation of determined values and how to export them into a readable format for other Programs. Furthermore there are descriptions of how to smooth measured values. The Implementation of those methods into the existing software framework <i>Optimage</i> and its structure is explained for a better understanding. The whole Implemetation is made in the object-oriented programming language Java.
Key words	constancy test, PAS 1054, Phantom, statistical quality control
Remark of closure	The submitted thesis is not subject to a remark of closure.
Date	August 14th, 2006

Inhaltsverzeichnis

Glossar	VI
1 Einführung	1
1.1 Aufgabenstellung	2
1.2 Digitale Röntgensysteme	2
1.2.1 CR-System	2
1.2.2 DR-System	4
1.3 Konstanzprüfung	5
1.3.1 Phantome	6
1.3.2 PAS 1054	7
1.4 Optimage	7
1.5 PAS 1054 Phantom Check	10
2 Methoden der softwaretechnischen Implementierung	12
2.1 Softwarewerkzeuge	12
2.1.1 Java®	12
2.1.2 Eclipse	12
2.2 Bibliotheken	12
2.2.1 ImageJ	12
2.2.2 JFreeChart	13
2.2.3 Apache Jakarta Project	13
2.3 Dicom	14
2.4 Optimage Framework	15
2.4.1 Modularer Aufbau	15
2.4.2 Verwaltung von digitalen Modalitäten	16
2.4.3 Verwaltung und Definition von Phantomen	16
2.4.4 Profile	17
2.4.5 Kalkulatoren	17
2.4.6 Organisation von Messergebnissen	18
2.4.7 Struktur der verwendeten Datenbank	18
2.5 Konstanzprüfung nach PAS 1054	21
2.5.1 Prüfkörper nach PAS 1054	21
2.5.2 Methodik zur Bestimmung von „mittleren Grauwert“ und Standardabweichung	23

2.5.3	Messfeld zur Messung des „mittleren Grauwertes“ und Bestimmung des Signal-Rausch-Verhältnisses	26
2.5.4	Messverfahren zur Bestimmung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses . .	27
2.5.5	Bestimmung des Offsets	28
2.5.6	PMMA- bzw. Aluminium Treppe	28
2.5.7	Bleistrichraster zur Bestimmung des örtlichen Auflösungsvermögens .	29
2.5.8	Bestimmung der thoraxwandseitigen Strahlenfeld-Begrenzung	29
2.6	Tabellen und graphische Darstellung	31
2.6.1	Export von Daten	31
2.6.2	Graphische Darstellung der Daten	31
3	Algorithmen/Methoden	33
3.1	Methoden der Bildverarbeitung	33
3.1.1	Automatische Segmentierung von Dicom Bildern	33
3.1.2	„mittlerer Grauwert“ und Signal-Rausch-Verhältnis	34
3.1.3	Kontrast-Rausch-Verhältnis	35
3.1.4	Dynamikumfang	36
3.1.5	Thoraxwandseitige Kugelabbildung	38
3.1.6	Winkel der Linienraster	39
3.2	Methoden zur Analyse von Daten	41
3.2.1	Tabellarische Darstellung der gespeicherten Daten	42
3.2.2	Export der gespeicherten Daten	44
3.2.3	Graphische Darstellung von Messwerten	45
3.2.4	Graphische Darstellung von Grenzwerten	47
3.2.5	Graphische Darstellung der Werteverteilung	48
3.2.6	Glättung von Datenreihen	48
3.2.7	Bestimmung von Toleranzüberschreitungen	51
4	Resultate	53
4.1	Implementierung der Messmethoden	53
4.2	Datenexport	54
4.3	Graphische Darstellung	55
5	Aussichten	57
	Literatur	61

A Quellcode	65
B Erklärungen	67
B.1 Eidesstattliche Erklärung	67
B.2 Sperrvermerk	67
B.3 Weitergabeerklärung	67
C CD Inhalt	68

Alle aufgeführten Waren- und Produktbezeichnungen sind eingetragene Marken der jeweiligen Rechteinhabern

Abbildungsverzeichnis

1	Speichervorgang einer Speicherfolie [16]	3
2	Auslesevorgang einer Speicherfolie [16]	3
3	DR-Detektoren aus amorphen Selen (links) und Silizium (rechts) [21]	5
4	Framework von Optimage	8
5	Öffnen von Dicom von lokalen Medien, PACS oder Dicom-CD	9
6	ImageJ Plugin: PAS 1054 Phantom Check	11
7	Ergebnisfenster für SFR Berechnung	11
8	Ausschnitt eines Dicom Headers	14
9	Ergebnis-Tab von Optimage	19
10	Datenbankstruktur von Optimage	20
11	Prüfkörper nach PAS 1054 Grundkörper und Strukturplatte [2]	22
12	Testeinsätze nach PAS 1054 [2]	24
13	ImageJ: Informationen, die aus Histogramm ausgelesen werden können	25
14	Graufeld zur Berechnung des SRV [2]	26
15	Messfelder für Bestimmung von KRV [2]	27
16	Bereich zur Bestimmung des Offsets [2]	28
17	Linienraster	30
18	Thoraxwandseitige Kugeln	30
19	PMMA-Treppe	36
20	Positionierung der ROIs zur Messung des Dynamikumfangs	37
21	Analyse von Kugelabbildung	38
22	Auswahl der Linienstrichraster	40
23	Fouriertransformation und setzen des Threshold zur Bestimmung des Winkels	41
24	Kreis der für die Bestimmung des Winkels abgesucht wird	42
25	Tabellenansicht von Optimage	43
26	„Experten Modus“ der graphischen Ausgabe von Optimage	46
27	Vergleich der Methoden zur Glättung von Messwerten	49
28	Ergebnisse einer Messung	53
29	Vergleichende Darstellung der Glättung durch geometrischen gleitenden Mittelwert (blau) vs. Kombination aus Spencerschen Formel basierend auf 21 Punkten und geometrischen gleitenden Mittelwert (magenta).	58
30	Erste Resultate für Vergleich AP vs. LCD24	59

Tabellenverzeichnis

1	Phantome sortiert nach Einzeltest und Mehrfachtest	6
3	Übersicht über die verschiedenen Methoden der Werteglättung	51

Glossar

A

Abnahmeprüfung (AP) Prüfung bei Aufstellung einer Röntgeneinheit zur Ermittlung von Referenzwerten, S. 29.

Addendum on Digital Mammography (ADM) Erweiterung des EPQC um Prüfverfahren an digitalen Mammographie-Einrichtungen, S. 7.

American College of Radiology (ACR) Organisation zur Qualitätssicherung von radiologischen Bildern, S. 14.

Analog-Digital-Wandler wandelt analoge Signale in diskrete digitale Daten um, S. 3.

Apache Software Foundation (ASF) ist eine nicht gewinnorientierte Vereinigung zur Förderung von freier Software, S. 13.

Application and Programming Interface (API) Programmierschnittstelle stellt die Standard-Klassen bereit, S. VIII.

B

backward engineering Vorgang wenn man ausgehend von den Eigenschaften die Funktionsweise herleitet, S. 31.

Bit binäre Einheit, S. VI.

Bittiefe gibt an, mit wieviel Bit ein Bild digitalisiert wurde, S. 14.

Bytecode bei Java wird nicht direkt Maschinencode, sondern ein vorkompilierter Bytecode erstellt, welcher von der Java VM interpretiert wird, S. VIII.

C

CDMAM Prüfkörper zur Ermittlung der Wiedergabe im Niedrigkontrast von Mammographie-Einheiten entwickelt im Projekt "Quality Assurance in Mammography, Department of Radiology, University Medical Centre Nijmegen, the Netherlands." By M.A.O.Thijssen, Ph.D., K.R. Bijkerk, M.Sc. and J.M. Lindeyer, B.Sc. Vertriebdurch Artinis Medical Systems B.V. Homepage: <http://www.artinis.com/>, S. 23.

comma separated values (CSV) oder auch *character separated values* bieten die Möglichkeit Tabellen in Dateien zu speichern, S. 2.

Compact Disk (CD) optisches Massenspeichermedium, S. 15.

Computed Radiography (CR) auf Speicherfolien basierte Radiographie, S. 2.

Computertomographie (CT) ist die rechnergestützte Auswertung von mehreren aus verschiedenen Richtungen aufgenommenen Röntgenbildern zur Gewinnung von dreidimensionalen Daten, S. 7.

contrast-to-noise ratio (CNR) engl. für Kontrast-Rausch-Verhältnis, S. 27.

Copyleft eine Anlehnung an den Begriff Copyright; Regelt je nach Lizenz, wie und ob Änderungen an Werken veröffentlicht werden müssen, S. 10.

D

Detektor Bauteil zur Messung von Strahlung, S. 29.

Deutsches Institut für Normung e.V. (DIN) ist die für die Normungsarbeit zuständige Institution in Deutschland und vertritt die deutschen Interessen in den weltweiten und europäischen Normungsorganisationen; <http://www.din.de/>, S. 7.

Digital Imaging and Communications in Medicine (Dicom) Standard in der Arbeit mit medizinischen Bildern; <http://dicom.nema.org/>, S. 14.

Direct Radiography (DR) auf Flachdetektoren basierte Radiographie, S. 2.

E

Eingriffsgrenzen engl. *control line*, gibt den Toleranzwert eines Prozesses an, ab dem in den Prozess eingegriffen werden muss, um Ausschuss zu vermeiden.

EPQC European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening; Richtlinien für die Qualitätssicherung von Mammographie-Einrichtungen für den Screening Betrieb, S. 1.

EUREF European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services, S. 7.

exponential weighted moving average (EWMA) exponentiell gewichteter gleitender Mittelwert, S. 49.

F

Framework stellt einen Rahmen dar in dem Klassen definiert sind, die allgemein Verwendung im ganzen Softwareprojekt finden. z.B. Oberfläche (GUI), Datenbankzugriff, usw., S. 8.

H

Histogramm stellt die Häufigkeitsverteilung von Messwerten dar, S. 25.

I

Identifikationsnummer (ID) künstliches Merkmal zur Wiedererkennung, meist als Nummer, S. 17.

ImageJ Bildverarbeitungstool, S. 33.

J

Jakarta POI - Java API To Access Microsoft® Format Files (POI) unter dem Apache Jakarta Projekt verwaltetes Java Projekt, welches den Zugriff, das Schreiben und Erstellen von Microsoft® Office Dokumenten ermöglicht. POI bedeutet „Poor Obfuscation Implementation“ (Schlechte, verschleierte Implementierung). <http://jakarta.apache.org/poi/trans/de/index.html>, S. 13.

Java Runtime Environment (JRE) Laufzeitumgebung, welche Java Virtual Machine zur Ausführung von Java-Applikationen und API zur Verfügung stellt, S. VIII.

Java Virtual Machine (Java VM) Teil der JRE, die für die Ausführung von Java-Bytecode verantwortlich ist, S. VIII.

K

Kalkulator Ein Kalkulator (engl. Calculator) bezeichnet die Klassen in Optimage, die Messungen am digitalen Röntgenbild vornehmen, S. 33.

Klassen (Klasse) ist der Oberbegriff zur Abstrahierung von Objekten in der objektorientierten Programmierung. Eine Klasse besteht aus Eigenschaften (Variablen) und Methoden (Funktionalität), S. 13.

Konstanzprüfung (KP) periodisch wiederholte Überprüfung (engl. constancy test), S. 29.

Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) Verhältnis der Differenz des mittleren Pixelwertes zweier unterschiedlich schwächender Objektbereiche zur Standardabweichung eines der beiden Bereiche, S. 10.

M

Magnetresonanztomographie (MRT) Verfahren zur Erzeugung von Schnittbildern von organischem Gewebe ohne den Einsatz von Röntgenstrahlung, S. 7.

Makros (Makro) Möglichkeit ein Programm zu steuern, indem man ihm bereitgestellte Abfolgen von Befehlen erteilt, S. 13.

Mammogramme Aufnahme entstanden durch Mammographie, S. 58.

Medizinisch-technischer Radiologieassistent/-in (MTRA) medizinisch technischer Ausbildungsberuf, S. 7.

Mehrfachtest ein Test der mehrere Tests in Einem vereinigt, S. 6.

Metadaten Daten, die andere Daten umschreiben, S. 14.

mittlerer Grauwert Mittelwert der Pixel-Werte von bestimmter Fläche und definierter Lage.

Modulation Transfer Function (MTF) engl. für Modulationsübertragungsfunktion (MÜF), S. 57.

N

National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 1926 gegründete Vereinigung der Hersteller von elektronischen Geräten. Haben unter anderem den Dicom Standard erarbeitet; <http://www.nema.org/>, S. 14.

National Institut of Health (NIH) Institut, welches für das US amerikanische Gesundheitsministerium Forschungsarbeit leistet; <http://www.nih.gov>, S. 12.

Normenausschuss Radiologie (NAR) Ausschuss vom Deutschen Institut für Normung e.V.; <http://www.nar.din.de/>, S. 7.

O

Offset Wert um den ein von Röntgenstrahlen erzeugtes Signal angehoben ist, S. 28.

OLE-2 Compound Document Dateiformat auf dem das Microsoft® Office Dateiformat beruht, S. 14.

P

Photomultiplier eine spezielle Elektronenröhre zur Umwandlung und Verstärkung von Photonen, S. 3.

Picture Archiving and Communication System (PACS) System für die Kommunikation und Bildarchivierung von medizinischen Daten, S. 8.

Plugins (Plugin) Programme die in ein anderes Programm eingefügt werden können und dieses um weitere Funktionalität erweitern, S. 13.

Polymethylmethacrylat (PMMA) glasähnlicher Kunststoff; Handelsname: Plexiglass® (Fa. Röhm); auch bekannt als Acrylglas, S. 6.

Portable Document File (PDF) von Adobe® entwickeltes plattformunabhängiges Format zur Verbreitung von Dokumenten, S. 8.

Publicly Available Specification (PAS) engl. öffentlich verfügbare Spezifikation., S. 1.

Q

Qualitätskontrollkarte engl. quality control chart, S. 32.

R

Redundanz Begriff aus der Informatik; bedeutet mehrfaches Vorhanden sein der selben Information, S. 19.

region of interest (ROI) engl. für interessierender Objektbereich, S. 17.

Röntgenverordnung (RöV) Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen, S. 7.

S

Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) Verhältnis der Größe eines Bezugssignals zu einem das Rauschen charakterisierenden Wert, S. 10.

signal-to-noise ration (SNR) engl. für Signal-Rausch-Verhältnis, S. 26.

simple moving average (SMA) arithmetrischer gleitender Mittelwert, S. 51.

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Verfahren zur Erzeugung von Schnittbildern von lebendem Gewebe unter zu Hilfenahme von radioaktiven Substanzen, S. 7.

Spencer's 15 Point Moving Average (Spencer 15 Points) mit einer Verteilungsfunktion gewichteter gleitender Mittelwert, S. 51.

Spencer's 21 Points Moving Average (Spencer 21 Points) mit einer Verteilungsfunktion gewichteter gleitender Mittelwert, S. 51.

statistische Prozesslenkung (SPC) engl. statistical process control, S. 32.

T

Tab engl. für Registerkarte, bei Computerprogrammen werden damit hintereinanderliegende Unterfenster gemeint, die über Reiter in den Vordergrund geholt werden können, S. 42.

Thin Film Transistor (TFT) engl. Dünn-Schicht-Transistor, S. 4.

TimeSeries() Klasse von jFreeChart, welche die Verwaltung von Daten in Abhängigkeit der Zeit übernimmt, S. 13.

TimeSeriesCollection() Klasse von jFreeChart, die TimeSeries() sammelt und verwalten kann. Abgl.von engl. collection - Sammlung, S. 13.

W

Warngrenze engl. alarm line, Schwelle bei der frühestens eingegriffen werden sollte.

Workflow engl. Arbeitsablauf, S. 6.

1 Einführung

Die zunehmende Digitalisierung in der medizinischen Radiographie macht es unumgänglich nach neuen Methoden zur Beurteilung der Bildqualität zu suchen. Im Bereich der Projektionsradiographie und Computertomographie ist die Methodik schon sehr weit. Jedoch wird für die Messung immer noch auf Messgrößen wie Dichte und Leuchtdichte zurück gegriffen. Da dies nur über den Umweg einer Ausbelichtung bzw. einen „Soft print“ am Monitor geht, sind diese Methoden stark von der Konstanz des verwendeten Ausgabegerätes abhängig.

Der neu dazu gekommene Bereich der digitalen Mammographie ist hingegen sehr jung und bietet die Möglichkeit neue Wege zu gehen und einen Wandel von der Dichte zum Pixel-Wert zu vollziehen. Aus diesen Gründen wurde von Experten im Rahmen des europäischen Projekts EPQC¹ Methoden zur Qualitätssicherung für digitale Mammographie-Einrichtungen aufgestellt [9]. Sie stellen aber nicht für jede Messgröße Richt- bzw. Grenzwerte zur Verfügung. Außerdem wird in den European Guidelines kein Prüfkörper definiert. Dieser Umstand und die Tatsache, dass es sich bei der EPQC um Empfehlungen und nicht um eine rechtlich verbindliche europäische Vorgabe handelt, machen eine Umsetzung in Deutschland unmöglich. Da für den Einsatz von digitalen Mammographie-Einrichtungen im Screening, zum Schutz der Patientin vor unnötig hoher Exposition mit Röntgenstrahlung, in Deutschland hohe Ansprüche an die Qualitätssicherung gestellt werden, und das Erarbeiten einer Norm einen hohen Zeitaufwand erfordert, wurde die PAS 1054 (Publicly Available Specification) [2] erstellt. Sie umfasst abweichend zu Normen Angaben zur Durchführung von Abnahmeprüfung und Konstanzprüfung. Die PAS 1054 bietet den Betreibern von digitalen Mammographie-Einrichtungen, durch Definition eines Prüfkörpers und genauer Vorgaben wie eine Prüfung durchzuführen ist, ein geeignetes Mittel zur Qualitätssicherung zu Verfügung.

Die logische Folge der zunehmenden Digitalisierung von Radiographischen Systemen ist speziell bei der hohen Prüfdichte für Mammographie-Einheiten im Mammographie-Screening die Idee entstanden, Prüfungen automatisch durch geeignete Software durchzuführen. Zur automatischen Prüfung von Prüfkörperaufnahmen stehen im Moment mit dem ImageJ-Plugin *PAS 1054 Phantom Check*, entwickelt am Institut für Medien- und Phototechnik, der Fachhochschule Köln, für Prüfungen nach PAS 1054 und dem luxemburgischen Projekt *Optimage* [14], entwickelt von CR SANTEC² einer Abteilung des CRP Henri Tudor³, zur Prüfung von Prüfkörperaufnahmen in der Computertomographie und Projektionsradiographie, zwei Programme zur Verfügung.

¹European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening

²Centre de Ressources des Technologies pour la Santé - Homepage: <http://www.santec.lu/>

³Centre de Recherche Public Henri Tudor - Homepage: <http://www.tudor.lu>

1.1 Aufgabenstellung

Ziel dieser Diplomarbeit ist es Methoden zur Bildanalyse von Mammographie-Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 in den Framework des Projekts *Optimage* zu integrieren. Als Grundlage hierfür wurde der Quellcode von *PAS 1054 Phantom Check* verwendet, dieser ist in mehreren vorangegangenen Diplomarbeiten am Institut für Medien- und Phototechnik entstanden. Der Quellcode basiert auf der öffentlich verfügbaren PAS 1054 „Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen“ [2]. Eine Verifizierung der verwendeten Methoden an Hand von realen Zeitreihen wird angestrebt.

Außerdem soll *Optimage* um Methoden der Statistik zur Auswertung von gemessenen Zeitreihen erweitert werden. Damit sind neben einer tabellarischen Darstellung auch visuelle Darstellungen verbunden, welche die Analyse übersichtlicher für den Prüfer gestaltet. Unterstützend für den Prüfer können optional Methoden zur Meldung von Toleranzüberschreitungen entwickelt werden. Zur weiteren Verarbeitung der erhobenen Daten, mit einer beliebigen Tabellenkalkulation- oder Statistiksoftware, wird auch noch eine Exportfunktion für Microsoft Excel und „comma separated values“-Dateien implementiert.

1.2 Digitale Röntgensysteme

Unter digitalen Röntgensystemen fasst man Speicherfolien basierte und Flachdetektor basierte Systeme zusammen.

- Speicherfolien-Systeme werden als CR-Systeme (Computed Radiography) bezeichnet.
- Flachdetektor-Systeme werden als DR-Systeme (Direct Radiography) bezeichnet.

Dabei muss man noch unterscheiden, ob „direkt“ die Röntgenstrahlung detektiert wird, oder ob „indirekt“ durch den Photoeffekt sichtbares Licht vom Detektor erfasst wird.

1.2.1 CR-System

Speicherfolien bestehen aus dotierten Erdalkalihalogenuidverbindungen, wie Bariumfluorobromid mit Europium dotiert (BaFBr:Eu), welche auf einer Polyurethanuntelage aufgebracht werden.

CR-Systeme zählen zu den „indirekten“ digitalen Röntgensystemen, da bei ihnen nicht direkt die Röntgenstrahlung in messbare Elektronen umgewandelt werden, sondern ein latenter Zustand entsteht. Dieser Zustand entsteht durch die Anregung der Elektronen im Valenzband

mit Röntgenstrahlung, so dass diese in das Leitungsband angehoben werden. Die sich im Leitungsband befindlichen Elektronen haben das Bestreben, ihre erhaltene Energie wieder abzugeben. Durch die speziellen Eigenschaften der verwendeten Materialien können die Elektronen aber nicht in ihren Ausgangszustand zurückfallen, sondern fallen, wie in Abbildung 1 zu sehen ist, in die Leuchtzentren. Mit Hilfe von rotem Laserlicht können die (sich in den Leuchtzen-

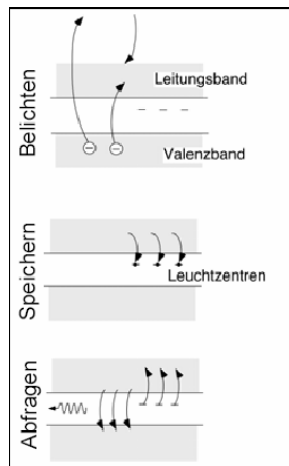


Abbildung 1: Speichervorgang einer Speicherfolie [16]

tren befindlichen) Elektronen zum Rücksprung auf das Valenzband angeregt werden. Die beim Zurückfallen der Elektronen in das Leitungsband frei werdende Energie wird in Form von kurzwelligerem Licht (blau) abgegeben. Dieses kann wiederum mittels Photomultiplier und Analog-Digital-Wandler in ein digitales Signal umgewandelt werden (siehe Abbildung 2). Am Ende des

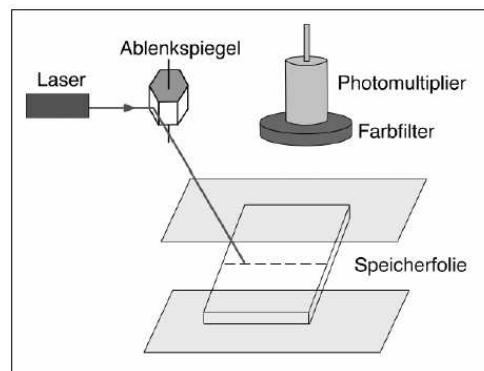


Abbildung 2: Auslesevorgang einer Speicherfolie [16]

Ausleseprozesses wird die Speicherfolie noch vollständig mit weißem Licht gelöscht.

1.2.2 DR-System

DR-Systeme (Direkt-Radiographie) kommen im Gegensatz zu CR-Systemen ohne einen „Scanner“ zur Digitalisierung der empfangenen Photonen bzw. Röntgenstrahlen aus. Dennoch muss man sie in zwei Kategorien unterteilen:

- auf Silizium basierende Detektoren, welche nicht direkt die einfallenden Röntgenstrahlen detektieren. An stattdessen werden unter zu Hilfenahme einer Szintillationsschicht einfallende Röntgenstrahlen in Photonen umgewandelt und diese mit Photodioden gemessen.
- auf amorphes Selen basierende Detektoren, diese sind in der Lage Röntgenstrahlen direkt in Elektronen zu wandeln. (Abbildung 3)

Beide Detektortypen haben gemein, dass sie auf einer TFT Matrix aufsetzen, welche die gesammelten Elektronen der analog digital Wandlung zuführt.

Ein weiterer Vorteil der Direktradiographie ist das bereits erwähnte Wegfallen des bei der Speicherfolie notwendige Auslesen (scannen), so dass im Unterschied zu CR-Systemen keine weitere mechanische Arbeitsschritte anfallen. Die Integration des Detektors in die Mammographie-Einrichtung hat auch den Vorteil, dass es Daten der ganzen Einheit sammeln kann, so sind z.B. bei Aufnahmen von einem CR-System keine Informationen über die Einstellungen an der Mammographie-Einheit im Dicom-Header zu finden, da diese von Hand hinzugefügt werden müssten. Bei Direktradiographischen Systemen werden wesentlich mehr eingestellte Parameter und Sensorenwerte in den Dicom-Header geschrieben, so werden z.B. Werte vom internen Dosimeter (falls vorhanden), der Kompressionseinrichtung, vom Generator usw. gespeichert. Zu der besseren Dokumentierung der Aufnahmen kommt noch hinzu, dass Digitale Flachdetektoren auch einen wesentlich größeren Kontrastumfang (Dynamikbereich) wiedergeben können. Des Weiteren lässt sich mit DR-Systemen auch ein positiver Beitrag zum Strahlenschutz einbringen. Durch Studien konnte bewiesen werden, dass digitale Flachdetektoren bei geringerer Dosis für den Patienten, im Vergleich zu Film-Folien-Systemen (Empfindlichkeitsklasse 400), die Bildqualität zu einer gleich guten diagnostischen Aussage ausreichend ist [28, 12, 29, 30, 32, 31]. Grundlegende Voraussetzung für eine Dosisersparnis ist, dass eine Optimierung der Einstellungen des Gerätes erfolgt.

Nachteilig ist die beschränkte Auflösung, diese hat aber erst in der Mammographie eine Bedeutung, da hier idealerweise selbst noch kleinste Mikrokalzifikationen wiedergegeben werden müssen.

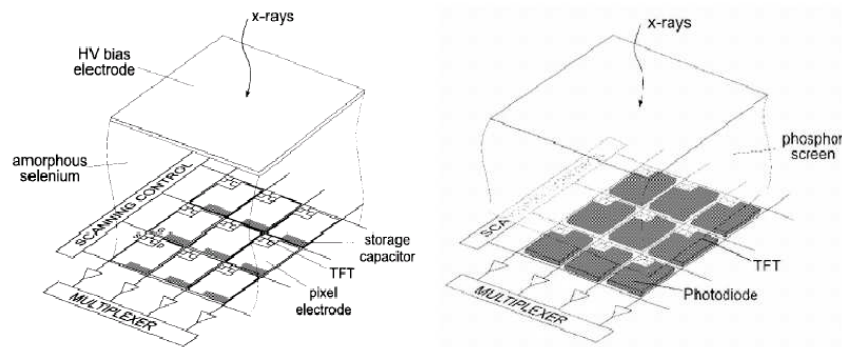


Abbildung 3: DR-Detektoren aus amorphen Selen (links) und Silizium (rechts) [21]

1.3 Konstanzprüfung

Konstanzprüfungen werden als qualitätssichernde Maßnahmen in der radiologischen Bildgebung durchgeführt. Sie sollen unter Anderem sicherstellen, dass keine Wiederholungsaufnahmen auf Grund von fehlerhafter Technik angefertigt werden müssen. So weist z.B. die Filmverarbeitung bei analogen Mammographie-Einrichtungen eine größere Schwankungsbreite auf, als die Belichtungsgenauigkeit der Mammographie-Einrichtung [3].

Bei der Konstanzprüfung von Röntgeneinrichtungen werden im Allgemeinen Kenngrößen ermittelt, die in einer Abnahmeprüfung bzw. Teilabnahmeprüfung nach der Aufstellung bzw. Veränderung⁴ einer Röntgeneinrichtung ermittelt wurden, periodisch überprüft. Damit will man sicherstellen, dass die Bildqualität und Strahlenexpositon einer Einrichtung möglichst immer auf dem technisch best möglichen Niveau liegt. Für die Konstanzprüfung werden je nach Modalität verschiedene Tests durchgeführt. So werden z.B. bei analogen Systemen die Filmverarbeitung arbeitstäglich⁵ mit vorbelichteten Sensitometriestreifen densitometrisch überprüft. Für die Dosimetrie werden repräsentative, dem Durchschnittspatienten entsprechende, Aufnahmen von Phantomen erstellt. Dabei wird die Patientendosis ermittelt, dies soll dem Schutz des Patienten vor ionisierender Strahlung dienen. Da ionisierende Strahlung für viele morphologische Veränderungen von Gewebe (Tumoren) verantwortlich gemacht wird, ist die Bestrebung groß mit möglichst geringen Dosen noch für die Diagnostik geeigneten Aufnahmen erstellen zu können. Um eine diagnostisch ausreichende Bildqualität zu erreichen, werden unter Zuhilfenahme von Phantomen (Prüfkörper) Aufnahmen erstellt. An Hand dieser Aufnahmen kann man bestimmte Parameter überprüfen. So wird z.B.

- das Auflösungsvermögen zur Einhaltung der für die Anwendung nötigen Wiedergabe von

⁴Austausch von Bauteilen usw.

⁵in der Zahnheilkunde arbeitswöchentlich

Strukturen bestimmt.

- die Homogenität zur Vermeidung von nicht durch Gewebe erzeugte Bildstrukturen bzw. Helligkeitsänderungen über den gesamten Bereich einer radiologischen Aufnahme bestimmt.
- die Dynamik, als Mass für die diagnostisch sinnvolle Abbildung eines durchschnittlichen Patienten, in den Belichtungsumfang eines Detektors gemessen.
- Wiedergabe von niedrigen Kontrasten bestimmt.

Des Weiteren werden in der Konstanzprüfung weitere physikalische Werte, wie die Röntgenröhrenspannung, das verwendete Strom-Zeit-Produkt, die Geometrie der Abbildung und der Lichtvisiere ermittelt. Bei der Konstanzprüfung werden auch alle weiteren an der Bilderfassung und Bildwiedergabe beteiligten Gerätschaften und Apparate berücksichtigt, damit eine bestmöglicher Arbeitsablauf (Workflow) erzielt wird. Diese so ermittelten Werte müssen innerhalb der bei der Abnahmeprüfung ermittelten Referenzwerte und Toleranzen liegen.

1.3.1 Phantome

Phantome (Prüfkörper) sind Prüfmittel für die Qualitätskontrolle in der Radiologie und simulieren mit ihrer Beschaffenheit das Verhalten des menschlichen Körpers bzw. von Körperteilen auf Röntgenstrahlen. Zur Nachbildung von menschlichem Gewebe werden Materialien eingesetzt, die die Röntgenstrahlung in ähnlicher Weise abschwächen. So schwächt z.B. 4cm PMMA Röntgenstrahlen wie komprimiertes Brustgewebe von 5cm Dicke [6]. Phantome sind speziell für die Art der zu prüfenden Modalität bzw. bei Einzeltests an den jeweiligen Test angepasst. Diese Prüfkörper dienen in der Hauptsache zur Beurteilung der Bildqualität einer geprüften Röntgen-einrichtung. Mit ihnen können je nach Anwendungszweck und normativer Forderung Einzeltests oder Mehrfachtests (siehe Tabelle 1) im Rahmen einer Abnahme- bzw. Konstanzprüfung durchgeführt werden.

Einzeltest	Mehrfachtest
CDMAM (Mammographie)	Phantom nach DIN V 6868-152 (Mammographie)
CDRAD (Projektionsradiographie)	Phantom nach PAS 1054 (Mammographie)
Ackermann Phantom (Mammographie)	Artinis DIGIMAM (Mammographie)
ACR Phantom (Mammographie)	Phantom nach DIN 6868-13 (Projektionsradiographie)

Tabelle 1: Phantome sortiert nach Einzeltest und Mehrfachtest

1.3.2 PAS 1054

Mit dem 2002 gefassten Beschluss des Deutschen Bundestags, das flächendeckende Mammographie-Screening bundesweit bis Ende 2005 in Deutschland einzuführen [15], als auch die Vorteile der digitalen Mammographie zu nutzen, wurde es notwendig nach Regelungen zur Qualitätssicherung nach RöV §16 [5] zu suchen. Die von der „European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF)“ in Zusammenarbeit mit anderer Experten, in einem Projekt der Europäischen Union, erarbeiteten Richtlinien „European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening (EPQC)“ und deren Anhang „Addendum on Digital Mammography (ADM)“ stellen hierfür nach dem Stand der Wissenschaft geeignete Prüfpositionen und Verfahren dar. Durch eine unvollständige Definition Fehlen von Grenzwerten und Toleranzen im ADM und zur „Vermeidung redundanter Prüfungen“ so wie auf Grund von „bestehender nationaler Regelungen“ in Form der deutschen Röntgenverordnung [2, 5], wurde die PAS 1054 im März 2005 vom Normenausschuss Radiologie in Arbeitsgemeinschaft mit weiteren Institutionen⁶ herausgegeben, und ist von der DIN als Publicly Available Specification herausgegeben worden. Die PAS 1054 beschreibt übereinstimmend mit dem ADM Prüfverfahren, darüber hinaus auch Toleranzwerte und Referenzwerte für die Abnahme- und Konstanzprüfungen, sowie genaue Auskunft über deren Prüfhäufigkeit und Durchführung [2, 20]. Die PAS 1054 gibt auch einen Prüfkörper vor, so dass die beschriebenen Prüfverfahren einheitlich durchgeführt werden können und somit eine Fehlinterpretation bei der Durchführung weitgehend vermieden werden kann.

1.4 Optimage

Das Projekt Optimage wurde ins Leben gerufen, um die komplexe und umfangreiche Auswertung von Prüfkörperaufnahmen für die Qualitätssicherung in der medizinischen Bildgebung zu automatisieren und für den Anwender zu erleichtern. Optimage wird entwickelt um radiographische Modalitäten, wie Computertomographie (CT), digitale Projektionsradiographie, digitale Mammographie, als auch Magnetresonanztomographie (MRT) und nuklear medizinische Modalitäten, wie Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), zu unterstützen. Hierbei ist in Luxemburg eine Einteilung in zwei Niveaus der Prüfungen gewählt worden, die der Einteilung nach Zuständigkeit und Häufigkeit entspricht. Für Konstanzprüfungen nach Niveau A ist in der Regel ein Medizinisch-technischer Radiologieassistent/-in zuständig, während die Prüfung nach Niveau B von Medizinphysik-Experten durchgeführt werden. Das Niveau B entspricht in Deutschland der Abnahmeprüfung und jährlichen Prüfungen [25].

⁶Deutsche Röntgengesellschaft, Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin und die Deutsche Gesellschaft für Radioonkologie

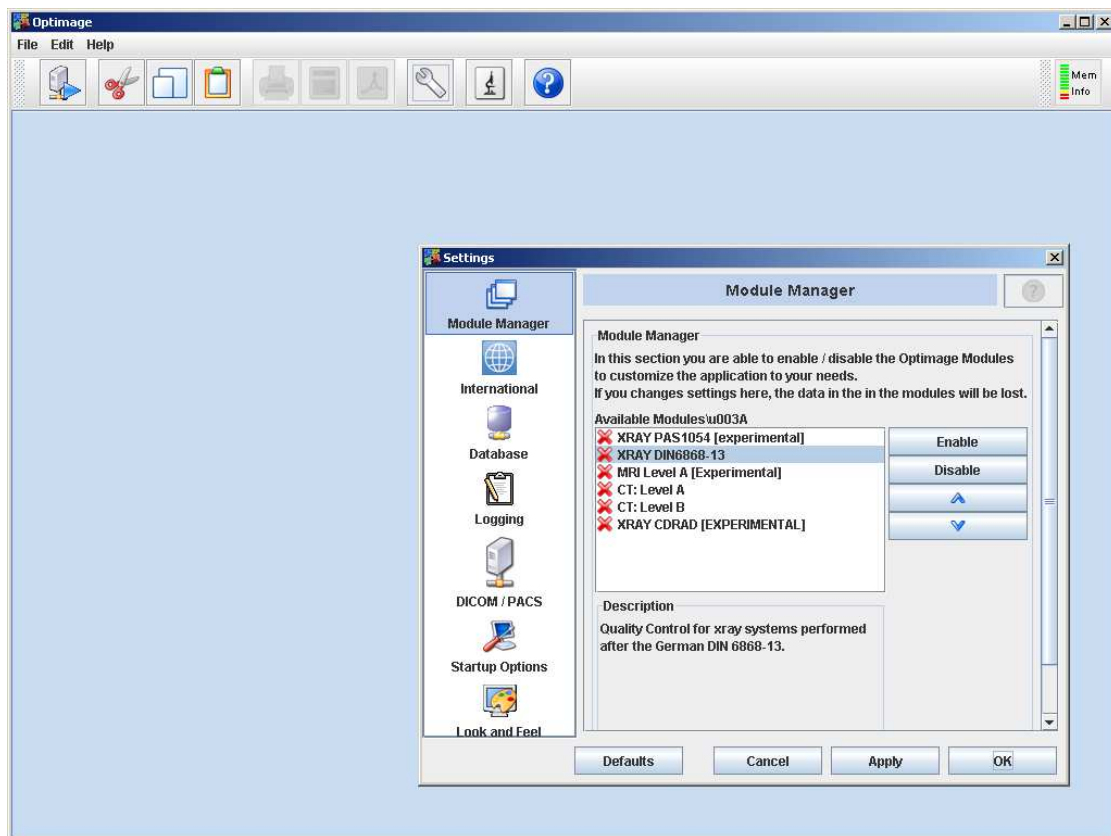


Abbildung 4: Framework von Optimage

Optimage stellt einen Framework bereit, der es ermöglicht auf einfache Art und Weise neue Modalitäten und Prüfkörper einzupflegen, so wie die daraus erhobenen Daten mit Hilfe von statistischen Methoden, zu verarbeiten und darzustellen, so dass der Anwender auf einfache Art und Weise Veränderungen in der Bildqualität erkennen kann. Der Framework von Optimage, wie in Abbildung 4 zu sehen, besitzt außerdem Funktionalität, die von allen Modulen genutzt werden können. Wie z.B.

- Datenbankzugriff,
- Unterstützung von Dicom (siehe Abbildung 5),
- Kommunikation mit PACS,
- Erstellung von Reports als PDF

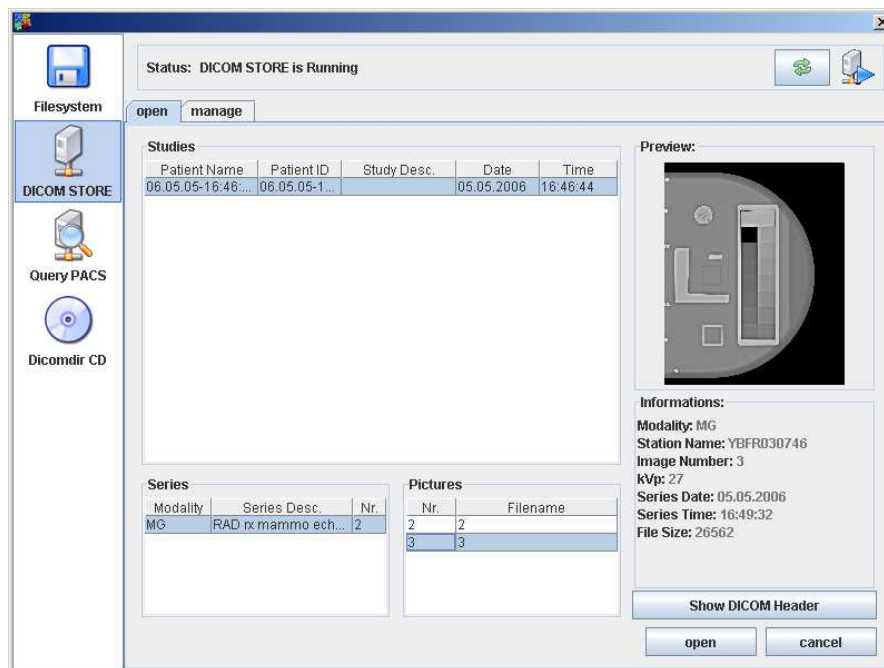


Abbildung 5: Öffnen von Dicom von lokalen Medien, PACS oder Dicom-CD

Das Projekt Optimage wird von mehreren Partnern entwickelt⁷ und basiert auf einer Softwareentwicklung des Bräuerkrankenhauses Trier [14].

Optimage ist ein Open Source Projekt und unterliegt der „GNU Lesser General Public Licence“ in Version 2.1 von 1999 [10]. Open Source bedeutet, dass der Quellcode entweder mitgeliefert wird oder auf Verlangen heraus gegeben wird, und dem Nutzer die Freiheit einräumt:

- die Software für beliebige Zwecke zu nutzen
- den Quellcode zum besseren Verständnis der Funktionsweise der Software zu studieren
- das Programm an seine eigenen Bedürfnisse anzupassen
- das Programm zu Vertreiben und Verbesserungen und Änderungen zu vertreiben.

Durch die Wahl der Lizenz wird die eigentliche Nutzung des Programms geregelt, dass heißt in Welcher Art und Weise darf das Programm verändert und weitergegeben werden. Oder auch unter welcher Lizenz ein abgeändertes Programm zu stellen ist.

⁷Vereinigung der luxemburgischen Krankenhäuser (EHL), luxemburgisches Gesundheitsministerium (MS), Centre de Recherche Henri Tudor, Bräuerkrankenhauses Trier

Die „GNU Lesser General Public License“ (LGPL) stellt eine abgeschwächte Variante der „GNU General Public License“ (GPL) dar, welche eine entschärfte Copyleft-Regelung beinhaltet. Die schwächt die scharfe Forderung, dass alle Programme unter Verwendung von GPL lizenzierter Software oder Änderungen an solcher auch wieder unter die GPL zu stellen ist, und somit auch der Quellcode offen gelegt werden muss. Bei der LGPL ist eben genau dieses Copyleft dadurch abgeschwächt, dass zwar Änderungen am ursprünglichen Programm auch wieder unter die LGPL fallen müssen, aber eine Integration als Bibliothek in ein Programm dieses nicht unter der LGPL stehen muss [35].

1.5 PAS 1054 Phantom Check

Bei der an der Fachhochschule Köln entwickelten Software *PAS 1054 Phantom Check* handelt es sich um ein Plugin für ImageJ, es wurde im Rahmen von mehreren Diplomarbeiten erstellt [24, 11]. Wie in Abbildung 6 zu sehen ist, ist das Programm in der Lage PAS 1054 konforme Messungen von:

- dem mittleren Grauwert, sowie dessen SRV
- das Kontrast-Rausch-Verhältnis
- den Dynamikbereich, anhand der abgebildeten Treppe
- die thoraxwandseitige Kugelabbildung
- den SFR-Index zu bilden (siehe Abbildung 7)
- additiven und multiplikativen Abklingeffekten [11]
- Homogenität des Detektors
- dem Unbestimmtheitsindex, zur Erkennung von defekten Detektorzellen

durchzuführen.

Es unterstützt des Weiteren die erhobenen Daten in einzelnen Textdateien zu speichern, sortiert nach der Art der durchgeführten Prüfung. Die Werte werden in den Dateien unter Angabe von Datum, Uhrzeit und Dateiname der geprüften Bilddatei abgelegt.

Das *PAS 1054 Phantom Check* Plugin diene in der vorliegenden Arbeit als Ausgangspunkt für die Implementierung der Methoden zur Messung der einzelnen Prüfpositionen. Die Klassen von *PAS 1054 Phantom Check* wurden für diese Arbeit auf Grund von noch später in den Resultaten erklärten Gründen nicht direkt übernommen.

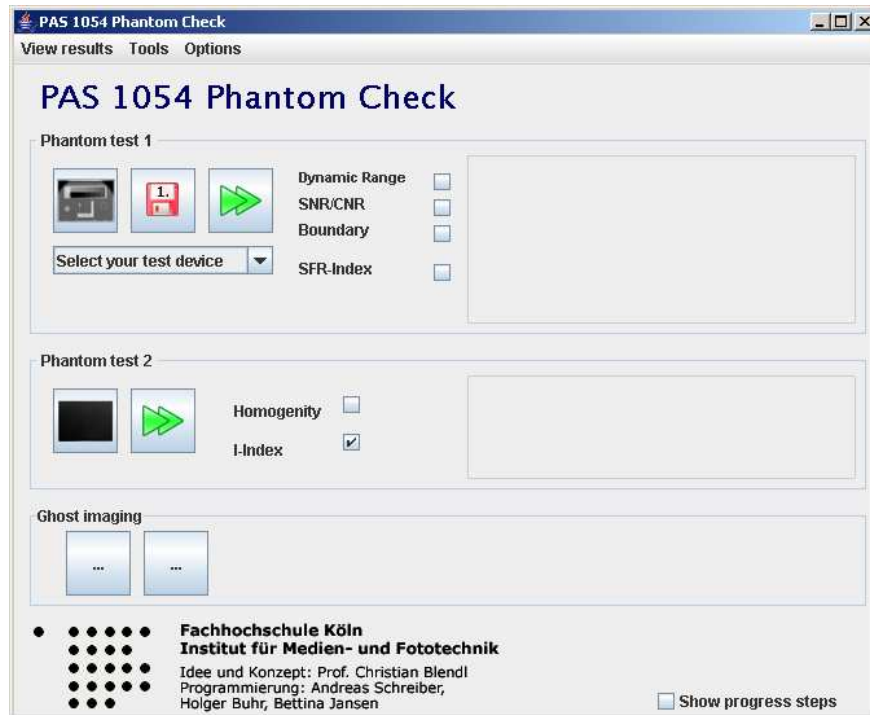


Abbildung 6: ImageJ Plugin: PAS 1054 Phantom Check

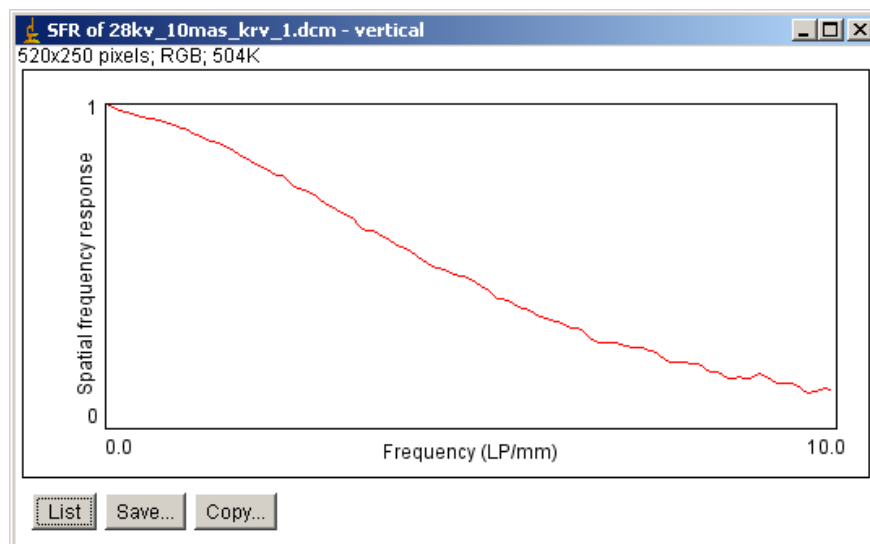


Abbildung 7: Ergebnisfenster für SFR Berechnung

2 Methoden der softwaretechnischen Implementierung

2.1 Softwarewerkzeuge

2.1.1 Java®

Für die angefertigte Arbeit wurde die Version 1.5.0 Update 6 des Java Development Kit verwendet.

Die von Sun Microsystems⁸, seit 1995 für die Öffentlichkeit zugängliche, entwickelte objektorientierte Programmiersprache Java⁹, bietet die Möglichkeit plattformunabhängige Anwendungen zu entwickeln. Die Plattformunabhängigkeit wird durch das Prinzip der Virtual Machine (siehe Java Virtual Machine) möglich. Bei diesem Prinzip wird nicht wie bei anderen Programmiersprachen üblich Maschinencode erzeugt, der nur auf der verwendeten Prozessorarchitektur so wie Betriebssystem ausgeführt werden kann, sondern es wird ein von diesen Einschränkungen unabhängiger Bytecode erstellt. Dieser Bytecode wird unmittelbar während der Laufzeit eines ausgeführten Java® Programms übersetzt.

2.1.2 Eclipse

Für die angefertigte Arbeit wurde ausschließlich die Eclipse SDK 3.1.2 verwendet.

Die von IBM® (International Business Machines) unter dem Namen *IBM Visual Age for Java* entwickelte Entwicklungsumgebung wurde 2001 von IBM® als Open Source freigegeben und steht mittlerweile unter der EPL (Eclipse Public Licence). Eclipse¹⁰ ist eine Rich Client Platform (RCP), die eigentlich keine Entwicklungsumgebung darstellt, sondern einen Rahmen bildet der durch Plugins mit Funktionalität gefüllt wird. Im Allgemeinen wird jedoch mit Eclipse die Java IDE assoziiert. [36]

2.2 Bibliotheken

2.2.1 ImageJ

Für die angefertigte Arbeit wurden die Versionen 1.35q und 1.36b von ImageJ verwendet.

ImageJ¹¹ ist ein in Java implementiertes Bildverarbeitungstool, das für das NIH (National Institut of Health) entwickelt wurde. ImageJ lässt sich ebenfalls als einzelne Applikation betreiben und stellt für Softwareentwickler eine Programmierschnittstelle (API Application and Programming Interface) für andere Javaprojekte bereit. Des Weiteren kann man ImageJ auch per in Ja-

⁸Homepage von Sun Microsystems: <http://www.sun.com/>

⁹Produktseite von Java: <http://java.sun.com/>

¹⁰Homepage der Eclipse Fondation: <http://www.eclipse.org/>

¹¹Homepage von ImageJ: <http://rsb.info.nih.gov/ij/>

va geschriebene Plugins¹² (engl. Einsatz) oder Makros (Automatisierung von Arbeitsabläufen durch aufgezeichnete Befehlsfolgen) beliebig um weitere Funktionalität erweitern¹³.

Wie bei Entwicklungen in öffentlichen Einrichtungen in der USA üblich steht ImageJ als „Public Domain“ (PD) zu Verfügung. Public Domain gedeutet im Unterschied zu Open Source, dass es sich nicht nur um frei erhältliche Software handelt, sondern dass der Urheber sämtliche Rechte an seiner schöpferischen Tätigkeit abgibt. Diese Art der Lizenzierung ist in Europa, auf Grund von anderen gesetzlichen Regelungen, nicht möglich.

2.2.2 JFreeChart

Für die angefertigte Arbeit wurde die Version 0.9.2.1 verwendet.

JFreeChart¹⁴ stellt Klassen für die graphische Aufbereitung von Daten bereit. So umfasst die Bibliothek Klassen zur Darstellung von Balken-, XY-, Tortendiagrammen u.v.a.. Für die angefertigte Arbeit wurden hauptsächlich auf die Klassen zur Behandlung von Zeitreihen (TimeSeries()) zugegriffen. Diese erlauben eine einfache Handhabung und Verwaltung der erhobenen Daten. So muss man nicht numerisch auf die Daten referenzieren, sondern kann direkt über ein Datum den entsprechenden Wert abfragen. Des Weiteren kann man TimeSeries zu TimeSeriesCollection(), Sammlungen von mehreren TimeSeries, zusammenfassen. Dies hat den Vorteil mehrere Datensätze in eine Grafik zu plotten, z.B. kann ein aus den Messwerten erzeugter exponentiell gewichteter Mittelwert zusätzlich zu einer realen Zeitreihe mit ausgegeben werden.

JFreeChart steht wie Optimage unter der GNU Lesser General Public Licence und ist somit auch in proprietären Software als Klassenbibliothek nutzbar, so lange keine Änderungen an der eigentlichen Bibliothek vorgenommen werden.

2.2.3 Apache Jakarta Project

Für die angefertigte Arbeit wurde ausschließlich Jakarta POI 2.5.1 final verwendet.

Bei der vorliegenden Arbeit wurde für den Export von Tabellen im Microsoft Excel Format das Java Projekt POI der Apache Software Foundation (ASF) verwendet, welches im Apache Jakarta Projekt¹⁵ verwaltet wird. Dieses Projekt bietet u.a. die Möglichkeit Excel Arbeitsmappen (engl. workbook) und Tabellen anzulegen und beliebige Daten in diese einzutragen. Dabei wird auch das eingetragenen Datenformat berücksichtigt, so werden Datum, Zeichenketten, Wahrheitswerte und Zahlen in Excel auch als solche erkannt und vom Benutzer, in Abhängigkeit

¹²Eine große Auswahl an ImageJ Plugins: <http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/>

¹³Vortrag „Introduction to ImageJ“ von Wayne Rasband, ImageJ User & Developer Conference, Mai 2006, Luxemburg

¹⁴Homepage der JFree.org: <http://www.jfree.org/>

¹⁵Homepage des Apache Jakarta Projekt: <http://jakarta.apache.org/>

der Ländereinstellung, gewählten Formatierungen richtig gesetzt. POI ist im Moment der Anfertigung dieser Arbeit darauf beschränkt Excel Dateien basiert auf dem „OLE-2 Compound Document“-Format zu verarbeiten. Die so erstellten Dateien entsprechen dem Excel 97 bis 2002 Format.

Alle unter dem Apache Jakarta Projekt geführten Unterprojekte obliegen der Apache Licence, ebenfalls eine Open Source Lizenz.

2.3 Dicom

Der vom ACR (American College of Radiology) und der NEMA (National Electrical Manufacturers Association) entwickelte offene Dicom¹⁶ Standard, wurde entwickelt um eine reibungslose Kommunikation und Kompatibilität beim Austausch, Verarbeitung und Verwaltung von digitalen medizinischen Bildern zu gewährleisten. Dabei stellt das Dicom Format ein Containerformat dar, in dem neben der eigentlichen Bildinformation noch Metadaten enthalten sind (siehe Abbildung 8). Diese Metadaten enthalten neben Informationen über die Beschaffenheit (Größe, Bittiefe), auch eindeutige Series IDs bzw. Study IDs, Informationen zum verwendeten Gerät, Modalität, Einrichtung u.s.w.. Über die Beschaffenheit eines Bildes hinaus, regelt Dicom auch die Kommunikation zwischen einzelnen Geräten über das krankenhausinterne Netzwerk oder das Internet. So werden Dicom Dateien automatisch vom PACS weitergeleitet z.B. an die Befundungsstation oder das Archiv. [17]



Abbildung 8: Ausschnitt eines Dicom Headers

¹⁶Digital Imaging and Communications in Medicine

2.4 Optimage Framework

2.4.1 Modularer Aufbau

Der Framework von Optimage ist modular aufgebaut. Dies ermöglicht eine große Flexibilität. Der Aufbau gliedert sich im Wesentlichen in:

- Methoden zur Verwaltung der genutzten Datenbank.
- Klassen zur Zusammenfassung, Verwaltung und Aufbereitung von Ergebnissen.
- Die Benutzerschnittstelle, mit Möglichkeiten
 - verschieden Sprachen zu wählen.
 - Modalitäten für Prüfungen zu wählen.
 - ein PDF oder Ausdruck zu erstellen.
- einen Dicom-Viewer, zum Betrachten und für grundlegende Bildmanipulationen gedacht.
- Kommunikation mit einem PACS-Server, Dicom-Store, Dicom-Verzeichnis oder einer Dicom-CD.
- Modalitäten und deren Methoden zur Bildanalyse von Prüfkörperaufnahmen für Nuklearmedizinische und Radiologische Systeme.
- ein Hilfesystem inklusive einem wissenschaftlichen Anleitungsteil, der Hintergrundwissen vermittelt.

Durch diesen modularen Aufbau, lässt sich eine hohe Wiederverwendbarkeit des geschriebenen Codes erreichen. So ist z.B. der integrierte Dicom-Viewer oder das interne Pacs auch als einzelne Applikation oder in anderen Projekten nutzbar¹⁷. Ebenfalls kann man dadurch schnell und einfach neue Modalitäten in den Framework integrieren. Ohne sich um die Programmierung der Bedienoberfläche Gedanken machen zu müssen. So ist für alle Modalitäten ein für den Benutzer einheitliches Bedienkonzept gegeben. Diese Art der Programmierung hat den Vorteil an nur einer Stelle die Bedienoberfläche für alle Modalitäten zu ändern. Das Einzige was für eine neue Modalität eventuell entwickelt werden muss, sind die später noch beschriebenen Kalkulatoren, welche die eigentliche Messfunktion darstellen. Ebenfalls muss man sich keine Gedanken um die verwendete Datenbank machen. Dies wird alles vom Framework erledigt, so kann man

¹⁷Dicom-Viewer und Dicom-Plugin für ImageJ sind auf der Projektseite von Optimage unter <http://www.santec.lu/projects/optimage/dicomtools/> zu finden - Zugriffsdatum: 02.08.2006

ohne Kenntnis der eigentlichen Datenbankstruktur diese nutzen. Auch der in dieser Arbeit beschriebene Statistikteil wird sich als eigenständiges und für alle Modalitäten nutzbares Modul in den Framework eingliedern.

2.4.2 Verwaltung von digitalen Modalitäten

Der Zweig „modules“ der Paketstruktur von Optimage enthält im Wesentlichen alle Klassen und Pakete, die für die Organisation der Berechnungsabläufe für die verschiedenen radiographischen und nuklearmedizinischen Modalitäten gedacht sind. Um dies einheitlich für alle Modalitäten zu erreichen, wurde die abstrakte Klasse `Module` eingeführt, von der alle Modalitäten grundlegende Eigenschaften erben. Dies hat zur Folge, dass für jede Art von Messung die gleiche Bedienoberfläche erzeugt wird.

Das `Module` hat aber noch weitere Aufgaben zu erfüllen. So erzeugt es die Struktur der verwendeten Datenbank für jede Modalität, falls noch keine Tabelle für die Modalität vorhanden sind. So bietet es grundlegende Methoden zum Anlegen eines neuen Phantoms in der Datenbank.

Zum Zeitpunkt der Anfertigung dieser Arbeit verfügte Optimage exklusiv dem Modul für die Messung nach PAS 1054 über folgende Module:

- zur Verarbeitung von CT-Prüfkörperaufnahmen nach den Prüfungen Niveau A und B unterteilt.
- Zur Verarbeitung von mit einem Magnetresonanztomographen erstellte Prüfkörperaufnahmen nach Niveau A.
- und zur Verarbeitung von projektionsradiographischen Prüfkörperaufnahmen nach
 - DIN 6868-13 Niveau A[7]
 - CDRAD¹⁸

In jedem Modul für die einzelnen Modalitäten werden für die Art der Messung zu überprüfende Werte gesetzt, diese hinterlegen als Referenz in der Datenbank. Darüber hinaus werden sie für eine Plausibilitätsprüfung beim Verifizierungsvorgang genutzt. Ist dieser erfolgreich, wird das Bedienelement zum Starten der eigentlichen Messung vom Programm freigegeben.

2.4.3 Verwaltung und Definition von Phantomen

Die Messung an Prüfkörperaufnahmen wird in der Klasse `Phantom` für jede Modalität einzeln definiert. Diese Klasse enthält Variablen vom Typ jedes genutzten Kalkulators. Somit kann

¹⁸Kontrast Detailtest ähnlich zu CDMAM, an Stelle von Goldplättchen werden Bohrungen verschiedener tiefe und Durchmesser verwendet.

auf alle zugänglichen Variablen und Methoden der Kalkulatorklassen zugegriffen werden. Dies wird genutzt um alle ROIs, die für die Messung erzeugt werden, und deren Beschriftung zu sammeln, für spätere Zwecke bereitzuhalten. Ebenfalls enthält die Klasse Definitionen über die Erkennung der geometrischen Abmessungen der Phantome von verschiedenen Herstellern und Modellen. Des Weiteren wird in ihr festgelegt welche Prüfung und in welcher Abfolge diese an den verschiedenen Phantomen durchgeführt werden müssen, und welche `InfoComponents` zur Visualisierung der Ergebnisse eingesetzt werden sollen.

2.4.4 Profile

Profile stellen in Optimage eine zentrale Rolle in der Verwaltung der Daten dar (siehe hierzu auch Abschnitt 2.4.7 auf der nächsten Seite).

- Es enthält die Beschreibung des verwendeten Phantoms. Aufgrund dessen werden die entsprechenden Methoden zur Analyse der Prüfkörperaufnahme vorgenommen.
- Das Profil enthält weiterhin Referenzen auf die für die Plausibilitätsprüfung verwendeten Werte, die eine eindeutige Zuordnung einer Prüfkörperaufnahme zu einer Anlage gewährleistet.
- Verweist auf die verwendeten Referenz- und Toleranzwerte der einzelnen Prüfpunkte, für die zu prüfende Anlage.
- Bietet den Zugriff auf eine Liste aller in der Datenbank verfügbaren Messergebnisse, in Form von ihren Namen und als Verweis über eine ID.

Profile sind aber nicht nur in der Strukturierung der Daten wiederzufinden, sondern tauchen auch immer wieder als elementares Merkmal in der Bedienung auf. So werden sie als Zuordnung von Prüfkörperaufnahmen zu Messreihen genutzt. Auch für den, in dieser Arbeit entstandene, Statistikteil werden Profile als primäres Identifikationsmerkmal genutzt.

2.4.5 Kalkulatoren

Kalkulatoren sind Klassen, in denen die Messung und mathematische Weiterverarbeitung der gemessenen Werte erfolgt. Grundsätzlich wird ein Kalkulator von der abstrakten Klasse `Calculator` abgeleitet und besteht somit immer aus den drei Methoden:

- `calculate()`
- `addInfoRoi(Vector)`

- `addInfoOSDTexts (Vector)`

Die Funktionalität dieser Methoden muss in der für die Messung verantwortlichen Kalkulator-Klasse definiert werden.

So enthält `calculate()` immer Methoden die eine Messung an einer Bilddatei durchführen. Alternativ kann aber auch eine mathematische Funktion auf bereits in anderen Kalkulatoren gemessene Werte angewendet werden. Wichtiger Bestandteil ist auch, dass `calculate()` die gemessenen oder berechneten Ergebnisse, für die spätere Speicherung in eine Variable vom Typ `Result` geschrieben werden. In der Variable kann zusätzlich auch noch die Lage und Größe eines oder mehrerer ROIs als `Vector` hinterlegt werden.

In der Methode `addInfoRoi` kann ein oder mehrere ROIs definiert werden. Diese ROIs können einerseits für die Messung verwendet werden, dienen aber ausserdem noch in der Voransicht, nach dem Vorgang der Verifizierung, dem Anwender als Hinweis wo die einzelnen Messfelder liegen.

Die Methode `addInfoOSDTexts` enthält die entsprechenden Namen der ROIs, die ebenfalls in der Voransicht nahe den ROIs eingeblendet werden.

2.4.6 Organisation von Messergebnissen

Um nach einer Messung alle Daten zusammenfassen zu können, werden die ermittelten Werte im Kalkulator an eine Variable vom Typ `CalculationResult` übergeben. Diese Variable speichert aber nicht das Ergebnis, vom Typ `Result`, eines Kalkulators, sondern aller aufgerufenen Kalkulatoren. Um dies zu bewerkstelligen wird die Variable in der zur Modalität gehörigen Klasse `Phantom` initialisiert und den Kalkulatoren bei deren Initialisierung als Parameter übergeben. So kann `Phantom` allen Kalkulatoren diese eine Variable zum Speichern ihrer `Results` bereitstellen.

`CalculationResult` stellt aber nicht nur einem Container zum Sammeln von Ergebnissen dar, sondern stellt auch das Ergebnis-Tab mit einer tabellarischen Auflistung der Ergebnisse und des vermessenen Bildes, ergänzt um weiterer Zusatzinformationen bereit (siehe Abbildung 9). Es stellt des Weiteren auch eine Methode bereit, welche die Klasse `Result` mit der Speicherung des Messergebnisses in der Datenbank beauftragt.

2.4.7 Struktur der verwendeten Datenbank

Zur Speicherung aller erhobenen Daten wird in *Optimage* eine relationale Datenbank eingesetzt. Dabei wird dem Anwender freigestellt, ob er die interne Datenbank¹⁹ oder eine externe Daten-

¹⁹Basierend auf der in Java implementierten HSQLDB; siehe auch <http://www.hsqldb.org/>

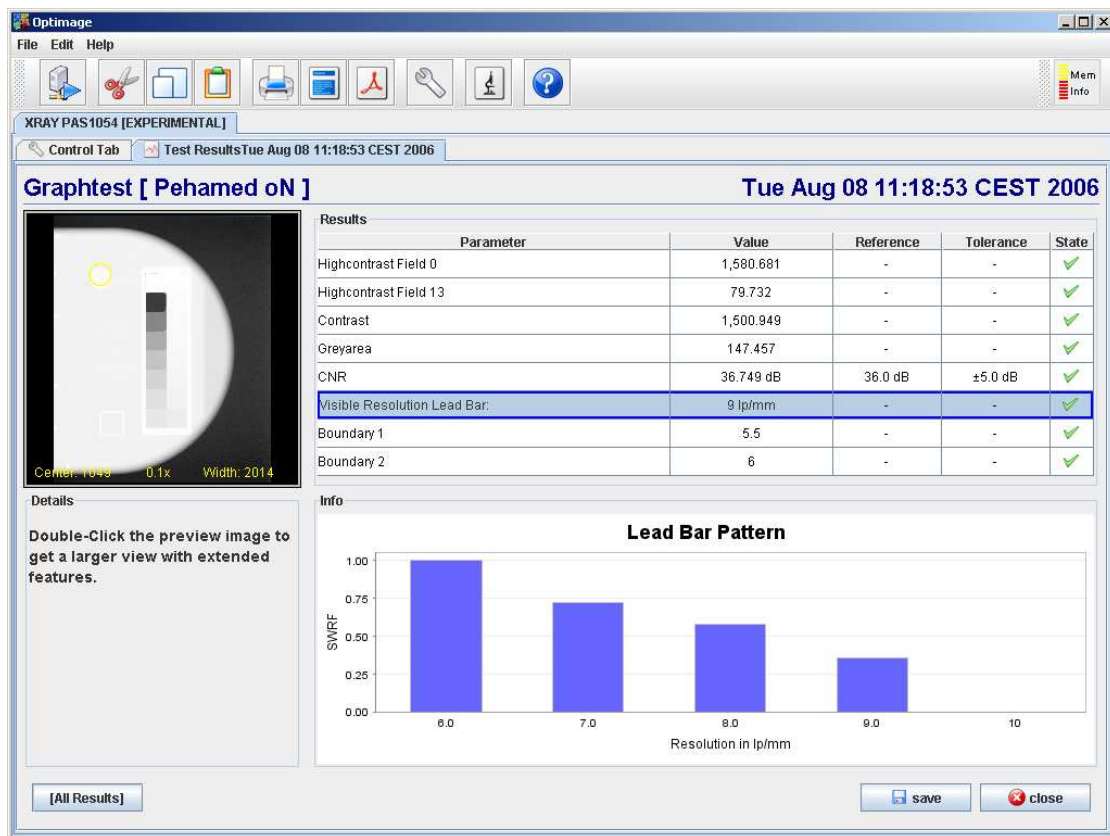


Abbildung 9: Ergebnis-Tab von Optimage

bank²⁰ nutzt. Die Besonderheit der internen Datenbank ist, dass sie nur während der Zeit in der Optimage ausgeführt wird, verfügbar ist. Dies hat zur Folge, dass es nur Sinn macht sie an einem einzelnen Arbeitsplatz zu nutzen. Die interne Datenbank war ursprünglich für Demonstrationszwecke und die Entwicklung von Optimage vorgesehen, da man so Optimage leicht verteilen kann und damit beim Interessierten eine aufwendige Installation einer Datenbank entfällt.

Wie schon erwähnt handelt es sich bei der in Optimage verwendeten Datenbank um eine relationale Datenbank, dies bedeutet, dass die Daten in zweidimensionalen Tabellen gespeichert werden und über Schlüssel eine Verknüpfung der einzelnen Tabellen erfolgt. Die Verteilung in Tabellen hat den Vorteil, Redundanzen zu vermeiden. Dies bedeutet, mehrfach vorkommende Informationen logisch zu gruppieren, so dass man sie z.B. durch eine eindeutige Zahl ersetzen kann.

Die in Abbildung 10 dargestellte Struktur ist exemplarisch, auf alle anderen Module die in Optimage unterstützt werden, anzuwenden. Die durch Kästen dargestellten Tabellen werden durch

²⁰Hierfür stehen MySQL, PostgreSQL, HSQL Server und Oracle zur Verfügung.

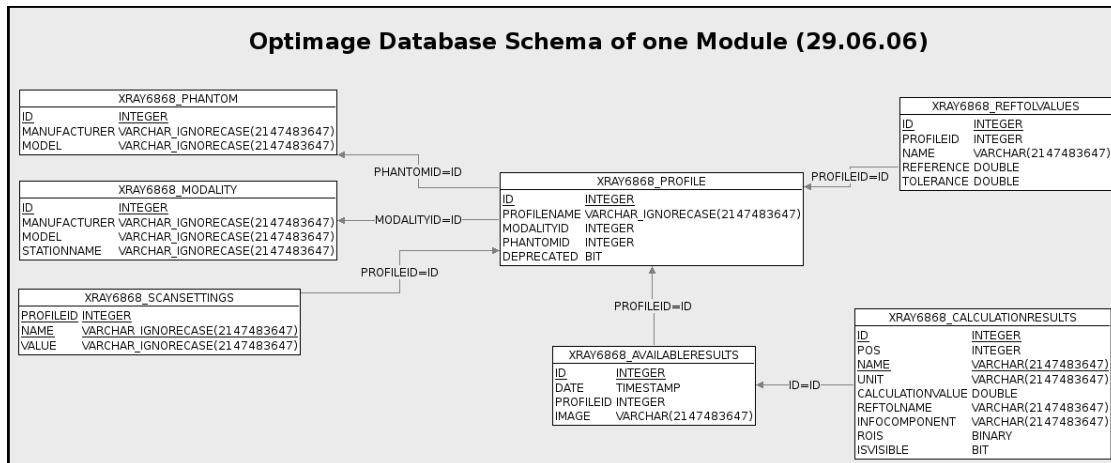


Abbildung 10: Datenbankstruktur von Optimage

ihren Suffix einem Modul zugewiesen. So bedeutet „XRAY6868_“ in dem gezeigten Beispiel, dass es sich um das Modul „XRAY 6868-13“ handelt, welches die „Konstanzprüfung bei Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfänger-Systemen“ [7] abdeckt. Im folgenden wird zugunsten der besseren Lesbarkeit das Suffix der Tabellen weggelassen.

Die Tabelle „PROFILE“, im Folgenden allgemein als Profil bezeichnet, stellt die zentrale Tabelle dar. Denn sie stellt die elementaren Informationen über Profilname, verwendetes Phantom und für welche Modalität gedacht, bereit. Für Darstellungszwecke in Optimage lässt sich ein Profil auch noch als „deprecated“²¹ markieren. Wie man in der Abbildung erkennen kann, enthält das Profil nicht die Daten über das Phantom und die Modalität selbst, sondern verweist über Schlüssel auf die entsprechenden Tabellen. So ist die Information, wer der Hersteller des verwendeten Phantoms ist und um welches Model es sich handelt in der Tabelle „PHANTOM“ hinterlegt und eindeutig über die „PHANTOMID“ referenzierbar. In der Tabelle „MODALITY“ liegen die Daten über das geprüfte Gerät, unter Angabe von Hersteller, Modelbezeichnung und Stationsnamen. Diese Angaben sind dem Dicom-Header bei der Erstellung eines Profils mit dem Profil-Wizard von Optimage entnommen.

In der Tabelle „SCANSETTINGS“ werden die ebenfalls mit dem Profil-Wizard aus dem Dicom-Header der Referenzaufnahme entnommene Daten der „additional checked Parameters“ erhoben. Diese Daten dienen neben den Daten aus der Tabelle „MODALITY“ zur Plausibilitätsprüfung während der Verifizierung der zu prüfenden Bilddatei. Sie referenziert über die „PROFILEID“ auf die laufende Nummer eines Profils in der Tabelle „PROFILE“.

In „REFTOLVALUES“ werden zu jedem Profil die Referenzwerte und Toleranzwerte gespei-

²¹engl. für veraltet

chert. Diese dienen im Verlauf der Berechnung des Ergebnisses zur Prüfung auf Bestehen der einzelnen Tests. Die „REFTOLVALUES“ werden ebenfalls für die graphische Darstellung von Grenzwerten siehe Abschnitt 3.2.4 verwendet. Die Zuordnung zu einem Profil ist anhand der „PROFILEID“ eindeutig gegeben.

Die eigentlichen Tabellen für die gemessenen Daten werden zur besseren Durchsuchbarkeit in zwei Tabellen aufgeteilt. In der Tabelle „AVAILABLERESULTS“ wird grundsätzlich festgehalten, welche Messungen verfügbar sind und zu welcher Bilddatei diese gehören. Die Bilddatei wird über die Kombination der eindeutigen „Series Instance UID“ und der Bildnummer aus dem Dicom-Header referenziert. Zusätzlich wird noch das Datum der Aufnahme gespeichert. Die so gespeicherten Daten werden über die „PROFILEID“ in Bezug zu den vorhandenen Profilen gebracht. Anhand der „ID“ jeder verfügbaren Messung werden die Messwerte in „CALCULATIONRESULTS“ abgelegt. Die „CALCULATIONRESULTS“ bestehen aus:

- der „ID“
- aus einer laufenden Nummer
- dem Namen der Messgröße
- deren Einheit
- dem gemessenen Wert
- einem Bezeichner für die Zuordnung von Referenz- und Toleranzwert
- Angaben über die verwendete Infocomponent
- den geometrischen Daten und Positionen, der zur Messung verwendeten ROIs
- Markierung über deren Sichtbarkeit in Tabellen und Diagrammen

2.5 Konstanzprüfung nach PAS 1054

2.5.1 Prüfkörper nach PAS 1054

In der PAS 1054 wird, neben der Durchführung von Abnahmeprüfungen und Konstanzprüfungen, auch ein eigens für die Durchführung der Prüfungen nach PAS 1054 entwickelter Prüfkörper beschrieben, der an die Bedingungen der digitalen Mammographie angepasst ist. So beinhaltet der 40mm hohe Grundkörper (siehe Abbildung 11) entweder eine 14 stufige Aluminium- oder PMMA-Treppe zur Prüfung, inwieweit die verwendeten Belichtungsparameter bzw. Strahlenqualität zur Abbildung, des komprimierten Brustgewebes in differenzierbare Grauwerte, geeignet ist. Die Aluminiumtreppe findet in der Abnahmeprüfung Anwendung um die maximale

wertes“.

- Testeinsatz AP enthält 5 Testfelder aus dem CDMAM Phantom. Diese Testfelder enthalten je zwei gleich große und dicke Goldplättchen (Masse siehe [18, 19]), wovon sich eines zentral im Testfeld befindet, das zweite in einer der vier Ecken. Die Goldplättchen werden zur Bestimmung der Kontrast-Detail-Wiedergabe verwendet.
- Testeinsatz KP-ACR enthält „faserartige Strukturen, tumorähnliche Massen und simulierte Gruppen von Mikrokalzifikationen“ [2] verschiedener Größen, um visuell deren Erkennbarkeit zu prüfen.
- Testeinsatz KP-MDP enthält 25 Testobjekte, welche z.B. auf der Mammo-Detail-Platte des Ackermann Phantom [1] basieren kann. Dieser Testeinsatz kann alternativ zum Testeinsatz KP-ACR verwendet werden.
- Testeinsatz HK besteht aus einer halbseitig, mit einer total absorbierenden Folie versehenen 6mm PMMA-Platte, so wie zwei an der Kante zwischen abgedeckten und unbedeckten Hälfte gelegene Markierungen, mit der Abmessung 20 x 20mm. Der Testeinsatz wird zur Bestimmung von Abklingeffekten genutzt [11].
- Testeinsatz KRV bestehend aus einer 6mm dicken PMMA-Platte beschichtet mit 100 μ m Aluminiumfolie, so wie einer quadratischen Markierung von 20mm Kantenlänge, deren Zentrum 60mm von der thoraxwandseitigen Kante entfernt liegt. Dieser Testeinsatz wird zur Bestimmung des KRV verwendet.

Des Weiteren sind noch drei Schwächungskörper für die Kontrolle des Dickenausgleichs der Belichtungsautomatik in der PAS 1054 definiert. Diese Schwächungskörper bestehen ebenfalls aus PMMA und haben die selben Dimensionen wie der Grundkörper, aber die abweichenden Dicken von 10mm (zwei mal vorhanden) und 20mm.

2.5.2 Methodik zur Bestimmung von „mittleren Grauwert“ und Standardabweichung

Zur Bestimmung des „mittleren Grauwertes“ wird ein ROI auf den interessierenden Bereich aufgespannt. Hierfür stellt ImageJ die geeignete Klassen Roi() (rechteckige Auswahl), LineRoi() (Linienauswahl), PolygonRoi() (freie Auswahl) und OvalRoi() (ovale Auswahl) bereit. Die Berechnung des mittleren Grauwertes gestaltet sich als einfache Mittelwertbildung aus allen in einem ROI enthaltenen Pixelwerten.

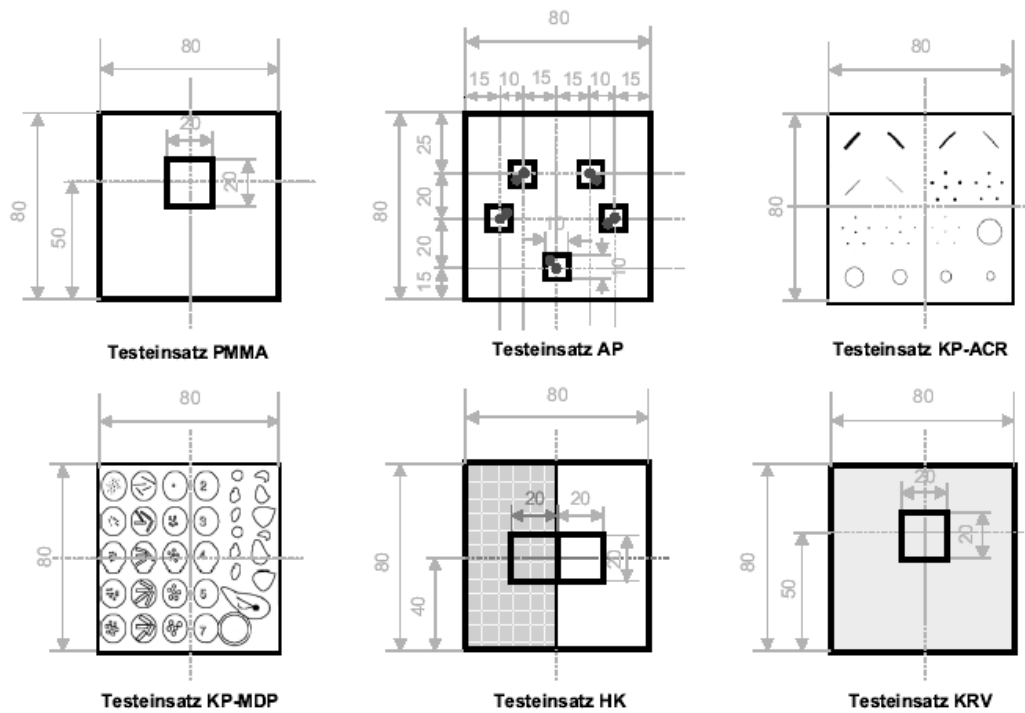


Abbildung 12: Testeinsätze nach PAS 1054 [2]

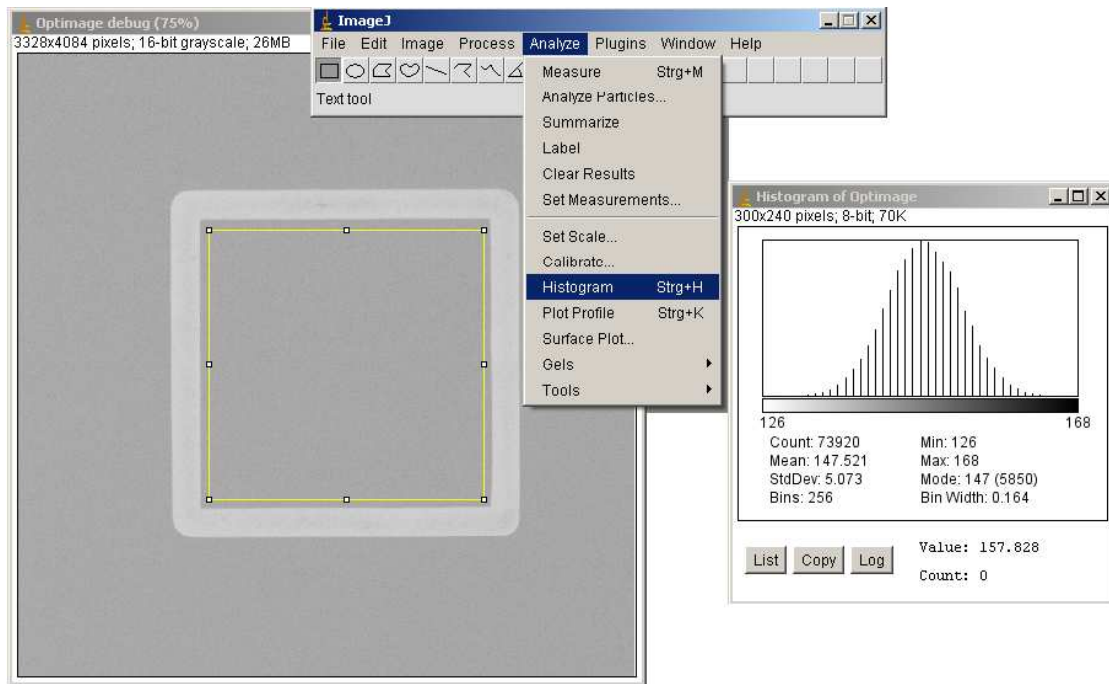


Abbildung 13: ImageJ: Informationen, die aus Histogramm ausgelesen werden können

$$\text{mittlerer Grauwert} = \frac{\sum_{i=0}^n \text{Pixelwert}_i}{n}$$

ImageJ bietet hierfür eigene Methoden, die um Rechenleistung zu sparen den Mittelwert wie folgt aus dem Histogramm berechnet (siehe Abbildung 13) [22].

$$\text{mittlerer Grauwert} = \frac{\sum_{i=\minThreshold}^{\maxThreshold} i * \text{Anzahl}}{\sum \text{Anzahl}}$$

wobei *minThreshold* und *maxThreshold* den minimalen bzw. maximalen Grauwert der im Histogramm vorkommt repräsentiert.

Die Standardabweichung berechnet sich bei ImageJ wie folgt [22]:

$$stdDev = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \frac{\sum_{i=minThreshold}^{maxThreshold} (i * Anzahl)^2 - (\sum_{i=minThreshold}^{maxThreshold} i * Anzahl)^2}{\sum Anzahl}}$$

2.5.3 Messfeld zur Messung des „mittleren Grauwertes“ und Bestimmung des Signal-Rausch-Verhältnisses

Der mittlere Grauwert kann an dem in der PAS 1054 Abschnitt 7.7.2.1 Anmerkung 3 [2] erwähnten Bereich gemessen werden (siehe Abbildung 14). Das Signal-Rausch-Verhältnis (SRV, engl. signal-to-noise ration, SNR) wird als Quotient des mittleren Grauwertes zu der Standardabweichung des mittleren Grauwertes gebildet. Der SRV gibt die Qualität des mittleren Grauwertes in Bezug auf das darin enthaltene Rauschen wieder.

$$SRV = \frac{mittl.Grauwert_{PMMA}}{Standardabweichung_{PMMA}}$$

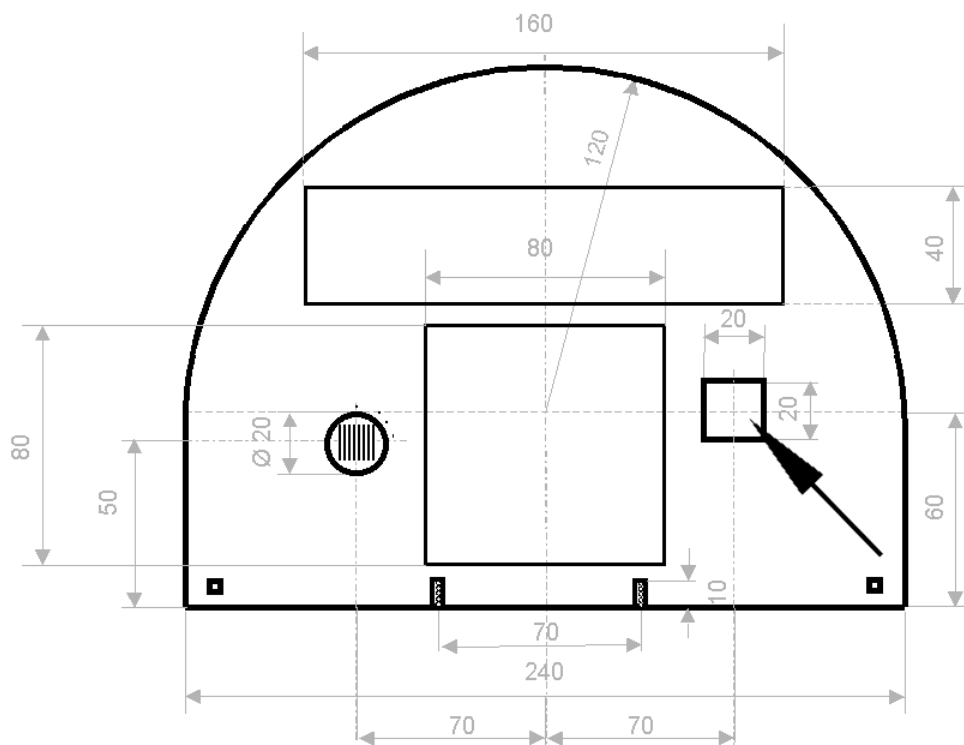


Abbildung 14: Graufeld zur Berechnung des SRV [2]

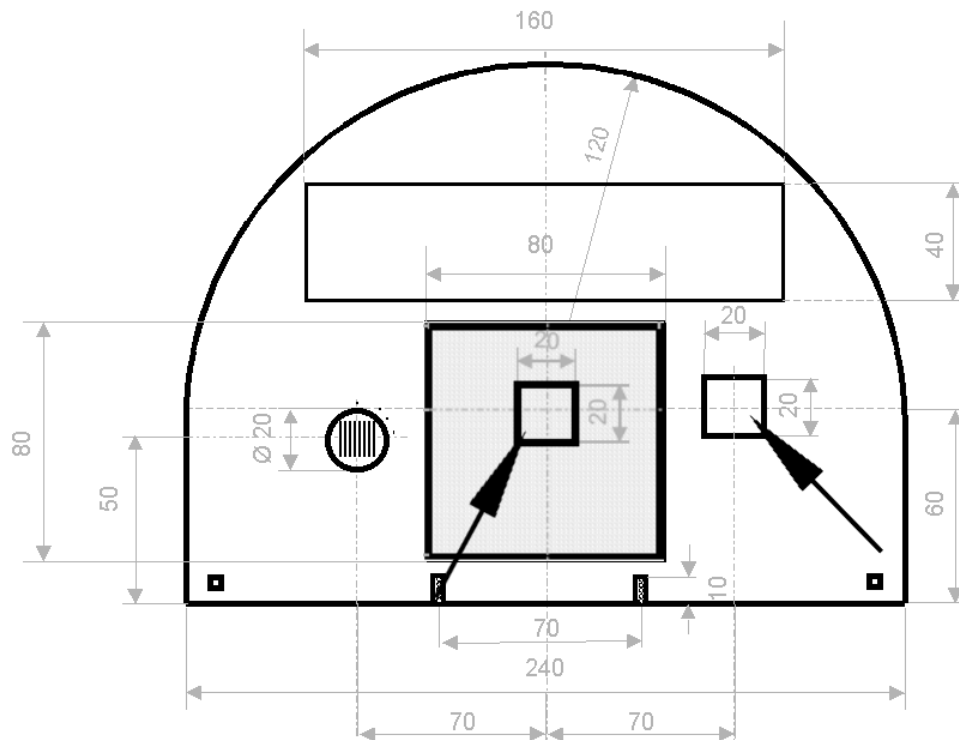


Abbildung 15: Messfelder für Bestimmung von KRV [2]

2.5.4 Messverfahren zur Bestimmung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV, engl. contrast-to-noise ratio, CNR) wird als Quotient der Differenz aus mittlerem Grauwert der mit $100\mu\text{m}$ Aluminium geschwächten ROI und des „mittleren Grauwertes“ der ungeschwächten ROI berechnet. Der mittlere Grauwert, des mit $100\mu\text{m}$ Aluminium geschwächten Bereich für die Bestimmung des KRV befindet sich für die Konfiguration mit 46mm PMMA auf dem Testeinsatz KRV²² (siehe Abbildung 15). Für die Aufnahmen mit 20mm bzw. 60mm dickem Prüfkörper muss eine $100\mu\text{m}$ dicke Aluminiumfolie zentriert aufgebracht werden. Den mittleren Grauwert für die entsprechende Dicke PMMA kann wie in 2.5.3 auf der vorherigen Seite beschrieben vorgenommen werden.

$$KRV = \frac{\text{mittl.Grauwert}_{Al} - \text{mittl.Grauwert}_{PMMA}}{\text{Standartabweichung}_{PMMA}}$$

²²siehe PAS 1054 Anhang A (Seite 45) und Bild A.3 (Seite 48)

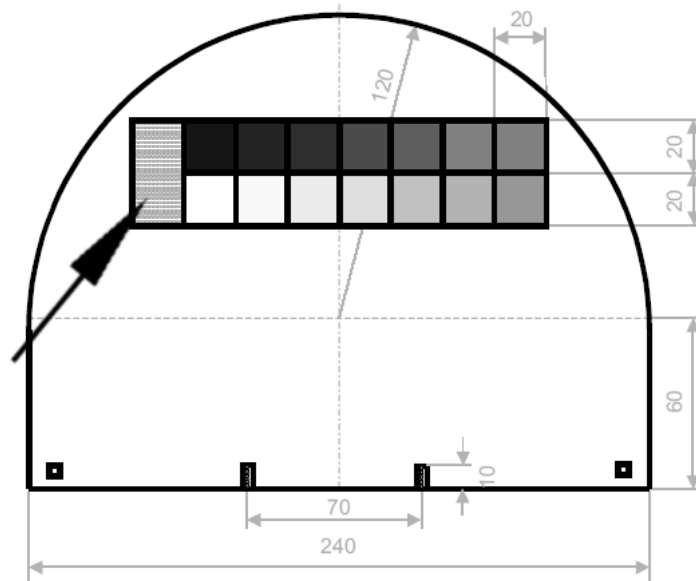


Abbildung 16: Bereich zur Bestimmung des Offsets [2]

2.5.5 Bestimmung des Offsets

Der Offset gibt den Pixelwert einer Aufnahme an, um den das Signal angehoben²³ ist, der Offset ist somit ein Signal, das nicht durch die Exposition mit Röntgenstrahlen erzeugt wurde. Für das weiterrechnen mit Pixelwerten²⁴, die durch Röntgenstrahlen erzeugt wurden, sollten diese um das Offset korrigiert werden. Zur Bestimmung des Offsets ist im Prüfkörper nach PAS 1054 in der Grundplatte am Ende der PMMA-Treppe bzw. Aluminium-Treppe eine total absorbierende²⁵ Fläche von 40x20mm vorgesehen (siehe Abbildung 16). Der Offset kann nur auf Prüfkörperaufnahmen ohne diagnostikspezifische Bildverarbeitung erfolgen. Geeignete Aufnahmen sind im Dicom Header, unter Punkt 0008,0068 mit „FOR PROCESSING“ gekennzeichnet.

2.5.6 PMMA- bzw. Aluminium Treppe

Die PMMA- bzw. Aluminium-Treppe²⁶ wird für zwei Bestimmungen nach PAS 1054 herangezogen.

²³ähnlich des Schleiers in der konventionellen Radiologie

²⁴z.B. für die Berechnung des Dynamikumfang

²⁵schließt ein durch Röntgenstrahlen erzeugtes Signal aus

²⁶In der Abnahmeprüfung soll die Aluminium-Treppe verwendet werden, in der Konstanzprüfung kann zwischen Aluminium- und PMMA-Treppe gewählt werden. [18]

Zum Einen wird nach Abzug des „Offset“ aus dem mittleren Grauwert der Stufe 0 (ungeschwächten Primärstrahlung) und der Stufe 13 (stärkste Schwächung) durch Differenzenbildung der Dynamikumfang berechnet. Mit Hilfe dieses Wertes kann man Aussagen über den Grauwertumfang machen, in den der Dickenumfang der verwendeten Treppe (39mm komprimiertes Brustgewebe bei PMMA, 90mm komprimiertes Brustgewebe bei Aluminium) abgebildet wird.

Zum Anderen wird die Stetigkeit [$Grauwert(Stufe_n) < Grauwert(Stufe_{n+1})$] der Grauwertabbildung gemessen. Hierfür werden die mittleren Grauwerte der einzelnen Stufen wieder um den „Offset“ bereinigt. Im Rahmen der Konstanzprüfung wird eine Toleranz für die in der Abnahmeprüfung ermittelten mittleren Grauwerte der einzelnen Stufen von 10% und Fortbestand der Stetigkeit gefordert.

Für beide Messungen empfiehlt die PAS 1054 auch die Bestimmung des SRV (siehe Formel in Abschnitt 2.5.3 auf Seite 26)

2.5.7 Bleistrichraster zur Bestimmung des örtlichen Auflösungsvermögens

Das Bleistrichraster zur Bestimmung des örtlichen Auflösungsvermögens befindet sich im linken Bereich der Strukturplatte (siehe Abbildung 17 auf der nächsten Seite) und ist frei drehbar. Nach PAS 1054 Anhang A (Seite 44) enthält dieses 5 verschiedene Liniengruppen²⁷. Für die Prüfung des örtlichen Auflösungsvermögens ist das Bleistrichraster auf 45° zu verdrehen. Die Detektion und Analyse des Bleistrichrasters übernimmt das vom Brüderkrankenhaus Trier entwickelte ImageJ-Plugin „LeadBarPattern()“²⁸ [23]. Dieser Algorithmus erkennt eine Linie noch als sichtbar an, wenn der gerade auf der Linie gemessene Pixelwert nicht < 25% des maximal vorkommenden Grauwerts ist. Es wurde nur der lbpText (siehe Quellcode 3, 4 auf Seite 66) an die in der PAS 1054 verwendeten Ortsauflösungen angepasst.

2.5.8 Bestimmung der thoraxwandseitigen Strahlenfeld-Begrenzung

In der Struktur- sowie Grundplatte des Prüfkörpers nach PAS 1054 sind je fünf 2mm Stahlkugeln in Sacklöchern eingelassen (siehe Abbildung 18). In der Grundplatte befinden sich diese mittig mit 70mm Abstand nahe der Unterkante, entsprechend sind die Positionen in der Strukturplatte, zentriert zur Unterkante. Die eingebrachten Kugeln dienen zur Bestimmung, in wie weit der Prüfkörper an der brustwandnahen Seite noch auf dem Detektor abgebildet werden kann. Laut PAS 1054 darf brustwandseitig der Verlust im Bild max. 5mm der Abgebildeten Kugeln haben, dies entspricht 2,5 Kugeln/Kugelreihe.

²⁷ mit den Auflösungen 5Lp/mm, 6Lp/mm, 7Lp/mm, 8Lp/mm und 10Lp/mm; bei Pehamed 6 - 10Lp/mm in 1Lp/mm Abstufungen

²⁸ Package: lu.tudor.santec.optimage.modules.xray.janalyser

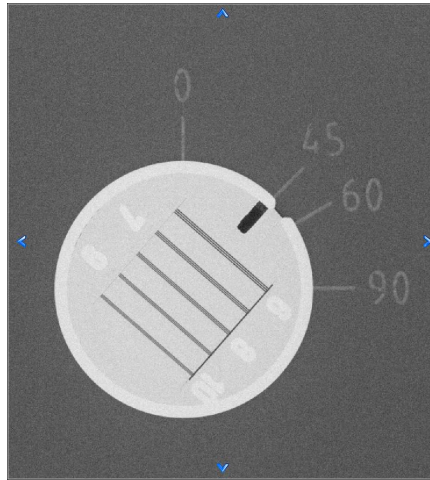


Abbildung 17: Linienraster

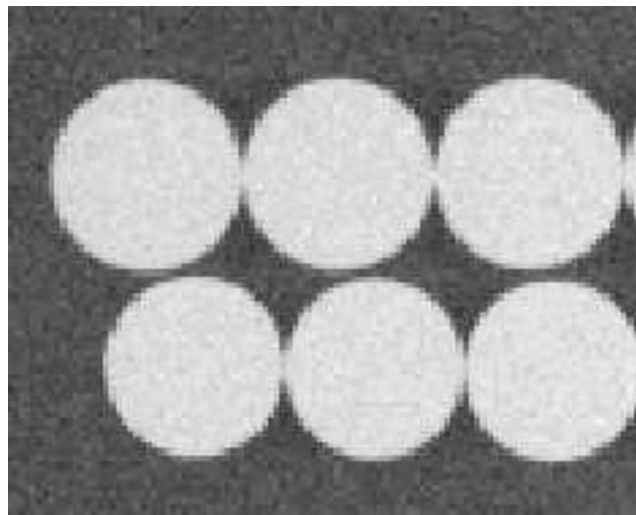


Abbildung 18: Thoraxwandseitige Kugeln

2.6 Tabellen und graphische Darstellung

2.6.1 Export von Daten

Dem Export von tabellarisch aufbereiteten Daten ist eine hohe Bedeutung zu zu ordnen, da dies dem Endanwender die Möglichkeit eröffnet, selbst ohne Programmierkenntnisse, mit einer ihm vertrauten Tabellenverarbeitung zu arbeiten und eigene Berechnungen anzustellen. Der Export bildet die Daten in einem allgemein lesbaren oder proprietären Dateiformat ab.

Als allgemein lesbares Format zur Darstellung von Tabellen bewährt sich das CSV-Format („comma seperated values“ bzw. „character seperated values“). Bei diesem Dateiformat handelt es sich um eine mit jedem Editor in Klartext lesbare Dateien, bei denen entweder beliebige Zeichen, wie z.B. Semikolon, Tabulator oder Kommas zur Trennung der gespeicherten Daten dienen. Vorsicht ist hierbei, bei den verwendeten Trennzeichen für Tausender- und Dezimalstellen, so wie bei der Datumsformatierung, zu walten. So kann es je nach verwendeter lokaler Einstellung zu Fehlern kommen.

```
" Spalte1 ";" Spalte2 ";" Spalte3 ";
" 1 ";" 2 ";" 3 ";
" 4 ";" 5 ";" 6 ";
```

Quellcode 1: Beispiel für den Aufbau einer csv-Datei

Alternativ kann auch in das nicht offen liegende Dateiformat, das Microsoft für die Speicherung von Dokumenten in seiner Office Software Excel benutzt, gespeichert werden. Dieses Dateiformat lässt sich nur durch *backward engineering* für die eigene Nutzung erschließen. Diese Arbeit wurde aber bereits von den Entwicklern, der im Abschnitt 2.2.3 auf Seite 13 erwähnten Java Bibliotheken aus dem *Apache Jakarta Project*, geleistet und der Allgemeinheit zur Verfügung gestellt.

2.6.2 Graphische Darstellung der Daten

Für die graphische Darstellung von größeren Datensätzen bieten sich Liniendiagramme an. Ihr Vorteil ist für den Betrachter, dass dieser an ihnen am einfachsten eine Trendbewegung erkennen kann [13]. Des Weiteren kann man direkt zu den eingezeichneten Linien, in Abhängigkeit zu den gewählten Toleranzen, diese mit in das Diagramm eintragen, so dass Toleranzverstöße und Trends zu den Toleranzgrenzen noch einfacher zu erkennen sind. Durch Einengen der dargestellten Toleranzgrenzen (im Weiteren als *Eingriffsgrenze* bezeichnet), die durch z.B. eine Norm vorgegeben sind, um weitere Grenzen, die entweder auf einen relativen oder absoluten Wert oder einer empirisch ermittelten Größe beruhen können. Lassen sich durch diese Grenzen

(im Weiteren als *Warngrenzen* bezeichnet), vor allem bei Verwendung von empirisch ermittelten Größen, den Prozess einfacher in „alles in Ordnung“ und „Vorsicht außerhalb der Erwartung“ klassifizieren [3].

Wenn man nun noch gewisse Regeln aufstellt, die Warnzeichen auch bei Einhaltung der *Warngrenzen* und *Eingriffsgrenzen* angeben, kann man dieses als Qualitätskontrollkarte (engl. quality control chart) ein Verfahren der statistische Prozesslenkung ansehen. Qualitätskontrollkarten haben den Vorteil, dass man bevor ein Prozess außer Kontrolle gerät, davor warnen kann, und so rechtzeitig z.B. durch zusätzliche Prüfungen oder einen Technikereinsatz einen Fehler finden und beseitigen kann [27].

Als zusätzliches Hilfsmittel können die Daten auch mit Referenzwerte, *Warngrenzen* und *Eingriffsgrenzen* in einem Histogramm dargestellt werden. Daran kann man sich ein gutes Bild über die Verteilung der ermittelten Daten, sowie deren Verteilung zu Referenzwert, *Warngrenzen* und *Eingriffsgrenzen* machen. Man kann daraus aber keinerlei Trends ablesen, weil eine Verschiebung der Werte auch zwischenzeitlich, oder zu Beginn einer Messreihe auftreten kann.

3 Algorithmen/Methoden

3.1 Methoden der Bildverarbeitung

Für die Methoden der Bildverarbeitungen wird das in Abschnitt 2.2.1 auf Seite 12 erwähnte Bildverarbeitungstool ImageJ als Bibliothek eingesetzt und über dessen API genutzt. Um möglichst gut wartbaren Quellcode zu haben, werden die einzelnen Messungen am Bild in sinnvolle kleinere Einheiten aufgespalten. Diese Einheiten sind die in Abschnitt erwähnten Kalkulatoren. Jeder der Kalkulatoren ist für eine bestimmte Messung geschrieben. Oder erhebt sinnvollerweise mehrere zusammenhängende Werte wie etwa bei der Bestimmung des „mittleren Grauwerts“ und des Signal-Rausch-Verhältnisses in 3.1.2. Jedem Kalkulator werden bei seinem Aufruf die geometrischen Parameter wie Größe und Position relativ zu den Abmessungen des Phantoms übermittelt. Somit sind die Kalkulatoren sehr gut wiederverwendbar und müssen nicht bei geometrisch unterschiedlichen Phantomen geändert werden.

3.1.1 Automatische Segmentierung von Dicom Bildern

Alle Messungen und Bildverarbeitungsschritte in einer automatischen Messung von Dicom Bildern benötigen exakte Informationen über die Position der einzelnen Prüfpositionen. Wie beim *PAS 1054 Phantom Check* wird deshalb zur Klassifizierung der geometrischen Gegebenheiten nach den Innenkanten des Feldes, das zur Messung des „mittleren Grauwert“ genutzt wird gesucht. Dies geschieht bei *Optimage* in der Klasse `Phantom` im Package `lu.tudor.santec.optimage.modules.xray.PAS1054.phantoms`. In der Klasse `Phantom` wird nicht nur die Geometrie, sondern auch die Abfolge der einzelnen Kalkulatoren bestimmt. Des Weiteren ist sie auch für die Organisation von `InfoComponents`, welche kleine Schaubilder von zusammenhängenden Werten in der Ergebnisansicht darstellen, sowie für die Darstellung von in den Kalkulatoren erzeugten ROIs verantwortlich.

Über die Selektierung der Innenkanten des Feldes zur Bestimmung des „mittleren Grauwerts“ wird auf die ursprüngliche Größe des Phantoms zurückgerechnet. Dieser Bereich eignet sich besonders gut, da er bei vielen Phantomen zusätzlich zu der vorhandenen Fräsung, diese auch noch mit einem Röntgenstrahlen absorbierenden Lack behandelt ist. Dies hat zur Folge, dass in der Prüfkörperaufnahme die Umrandung des Feldes mit einem hohen Kontrast wiedergegeben wird.

Die komplette Eckensuche wird in der Methode `selectCorner_Hersteller_Modul_Phantom`²⁹ bewerkstelligt. Für die Detektierung wird angenommen, dass sich das gesuchte Feld

²⁹Hersteller und Modul sind als Platzhalter zu verstehen, welche durch den realen Hersteller- bzw. Modulnamen im Quellcode ersetzt sind.

entweder in einem Bereich oben rechts oder unten links befindet. Die Lage dieser Bereiche wird in etwa geschätzt, und unter Zuhilfenahme des Gaußfilters mit einem Radius von drei Pixeln, weichgezeichnet. Durch Verwendung des Weichzeichners wird eventuell vorhandenes Rauschen gemindert, dies verhindert, dass bei der noch folgenden schwarz/weiß Wandlung des Bildes das Rauschen, welches bei geringen Dosen auftreten kann, angehoben wird. Die so bearbeiteten Bereiche werden im Anschluss in 8bit Bilder gewandelt um mittels automatisch gesetztem Schwellenwert zu schwarz/weiß-Bildern weiterverarbeitet. Nun lässt sich durch vergleichen der Anzahl der vorhandenen Maximalwerten bestimmen, welches der beiden Bereiche das gesuchte Feld enthält. Der Bereich mit der größeren Anzahl an Maximalwerten ist das gesuchte Feld. Dies lässt sich damit erklären, dass der andere geschätzte Bereich auf die Rundung des Phantom fällt und damit bei der Schwellwertsetzung es zu wesentlich mehr weißen Flächen kommt, als um das gesuchte Feld herum. Nach der Entscheidung, welcher der beiden Bereiche den interessierenden Inhalt bietet, wird das Ausgangsbild noch um 180° gedreht, so dass die abgerundete Fläche nach rechts zeigt.

In einem weiteren Schritt wird für das gewählte schwarz/weiß-Bild, mittels der von ImageJ bereitgestellten Methode `findEdges`, dessen Kantenbild erzeugt. Nun wird in mehreren Schritten von der Mitte ausgehend mittels 3×3 Pixeln großem ROI die vier Innenecken durch Annäherung gesucht. Über die gefundenen Koordinaten der Ecken wird der Winkel $\alpha_{Phantom}$ um den das Phantom gedreht ist berechnet.

$$\begin{aligned}\alpha &= \arctan(\Delta y_{Kante1} \cdot \Delta x_{Kante1}^{-1}) \\ \beta &= \arctan(\Delta y_{Kante2} \cdot \Delta x_{Kante2}^{-1}) \\ \gamma &= \arctan(\Delta y_{Kante3} \cdot \Delta x_{Kante3}^{-1}) \\ \delta &= \arctan(\Delta y_{Kante4} \cdot \Delta x_{Kante4}^{-1}) \\ \alpha_{Phantom} &= \frac{1}{4}(\alpha + \beta + \gamma + \delta)\end{aligned}$$

Die eigentliche Phantomgröße und die Kantenlängen werden als Vielfaches der Kantenlängen des gefundenen Feldes ausgedrückt und die so gefundenen Werte werden für die relative Angabe der Position der einzelnen Messbereiche genutzt. Des Weiteren werden sie für eventuelle Fehlersuchen in der Datenbank abgelegt.

3.1.2 „mittlerer Grauwert“ und Signal-Rausch-Verhältnis

Der „mittlere Grauwert“ und das Signal Rausch Verhältnis werden mit dem Kalkulator `Pas_greyAreaCalculator` berechnet. Um den Kalkulator aufzurufen muss man ihm die Parameter:

- `p_calculationresult`, als Angabe in welchem Ergebnis die gemessenen Daten gespeichert werden sollen
- `x_StartRatio`, gibt die relative Position der oberen linken Ecke des ROI in der Horizontalen zu der oberen linken Ecke des Phantom an
- `y_StartRatio`, gibt die relative Position der oberen linken Ecke des ROI in der Vertikalen zu der oberen linken Ecke des Phantom an
- `size`, enthält die Länge der Seitenkanten des verwendeten Rois relativ zur Phantombreite

übergeben. Aus den letzten drei Parametern wird während der Verifizierung, die Position und die geometrischen Abmessungen des ROIs für die Messung des „mittleren Grauwerts“ berechnet. Für die eigentliche Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses werden der „mittlere Grauwert“ und die Standardabweichung im ROI mittels bildstatistischen Methoden von ImageJ, wie bereits beschrieben, ermittelt. Da es sich bei den gemessenen Werten um lineare Größen handelt, kommt für die Berechnung des SRV folgende Formel zum Einsatz:

$$SRV|_{dB} = 20 \lg \frac{\text{mittl.Grauwert}_{PMA}}{\text{Standardabweichung}_{PMA}} [dB]$$

Der $\text{mittl.Grauwert}_{PMA}$ berechnet sich als Differenz aus dem Mittelwert der Pixelwerte des mit ImageJ gemessenen ROIs und dem Mittelwert der Pixelwerte des Offsets. Der „mittlere Grauwert“, die Standardabweichung und das Signal-Rausch-Verhältnis werden für eine mögliche Speicherung in der Datenbank als Ergebnis in das `CalculationResult` geschrieben.

3.1.3 Kontrast-Rausch-Verhältnis

Zur Berechnung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses werden die zwei Kalkulatoren `Pas_CNRAreaCalculator` und der `Pas_CNRCalculator` verwendet. Die für `Pas_CNRAreaCalculator` verwendeten Parameter entsprechen denen der Messung des Signal-Rausch-Verhältnisses. Auch hier werden aus den Parametern die relative Position und Größe des zu messenden ROIs berechnet.

Für die Speicherung werden hier der mittlere Grauwert, der für die Berechnung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (KRV) mit $100\mu\text{m}$ Aluminium abgeschwächten Fläche. Weiterhin wird ebenfalls die Standardabweichung und das Signal-Rausch-Verhältnis der Fläche in das `CalculationResult` berücksichtigt.

Mit Hilfe des zweiten Kalkulators (`Pas_CNRCalculator`), wird die Formel für die Berechnung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses, auf die zuvor gemessenen Werte von „mittleren Grauwert“ und der für den KRV gemessenen Werten berechnet.

Der KRV wird wie folgt berechnet:

$$KRV|_{dB} = 20 \lg \frac{\text{mittl.Grauwert}_{AL} - \text{mittl.Grauwert}_{PMMA}}{\text{Standardabweichung}_{PMMA}} [dB]$$

Wobei $\text{mittl.Grauwert}_{AL}$ und $\text{mittl.Grauwert}_{PMMA}$ ebenfalls wie in 3.1.2 als Differenz mit dem Offset gebildet werden. Zu dem berechneten Ergebnis werden auch die zwei Rois der beteiligten Flächen für die mögliche Speicherung in der Datenbank berücksichtigt.

3.1.4 Dynamikumfang

Um den Dynamikumfang berechnen zu können, muss man die Stufen der eingelassenen Treppe messen. Hierfür wurde der `Pas_HighContrastCalculator` geschrieben. Er wird über die selben Parameter wie der `Pas_greyAreaCalculator` aufgerufen, ist aber da es sich um mehrere zu messende Felder handelt noch mit Parametern für:

- den Abstand der ROIs zur Kante der Stufen relativ zur Phantombreite
- der Anzahl der zu messenden Feldern
- der Anzahl über wie viele Reihen die Messfelder verteilt sind

erweitert worden.

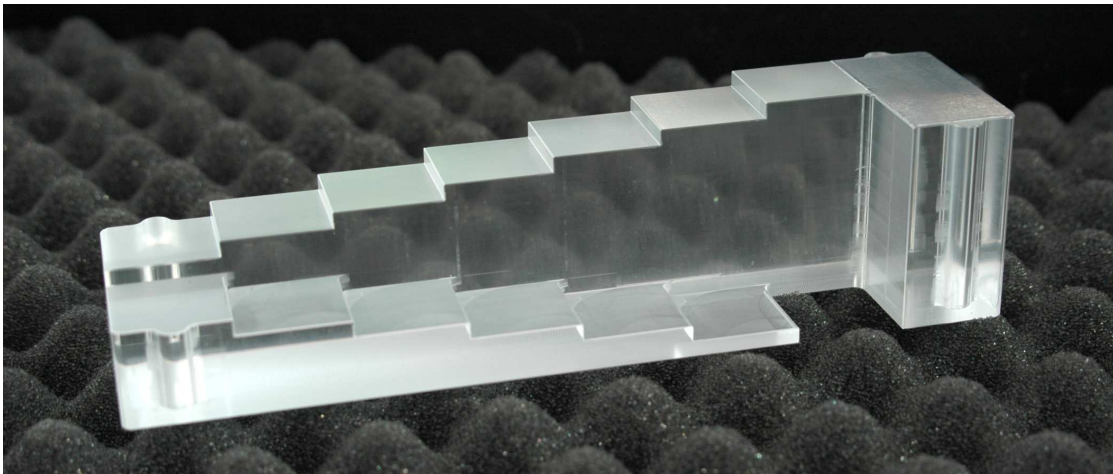


Abbildung 19: PMMA-Treppe

Anhand der geometrischen Parametern wird die linke obere Ecke des ROI 0 berechnet (siehe Abbildung 20). Die Größe des ROIs wird wieder in Abhängigkeit von der Phantombreite berechnet. Die Besonderheit der Treppen im Prüfkörper nach PAS 1054 ist, dass die Stufen nicht in einer Reihe angeordnet sind, sondern nach der Hälfte der Stufen parallel zu den ersten Stufen weitergehen und dabei gegenläufig ansteigen, wie in Abbildung 19 zu sehen ist.

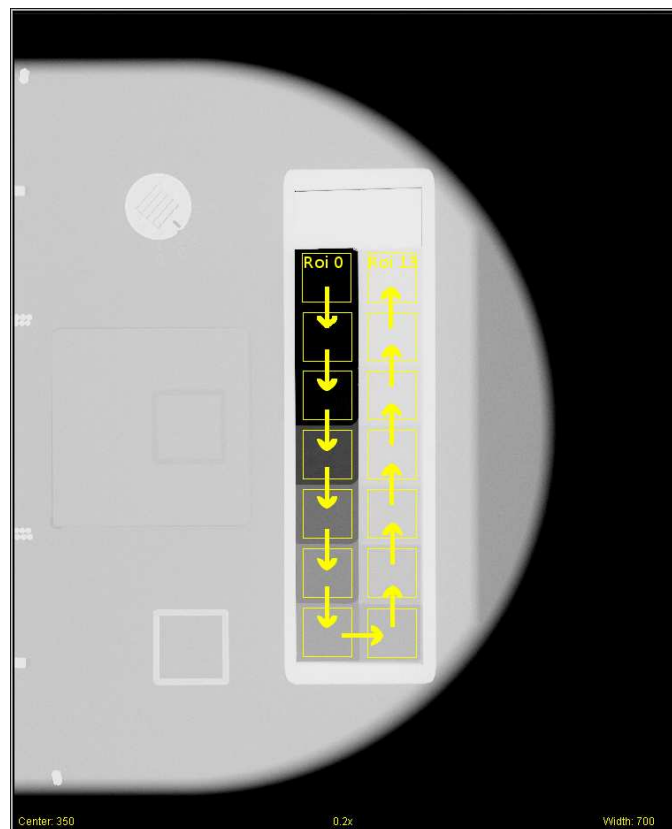


Abbildung 20: Positionierung der ROIs zur Messung des Dynamikumfangs

Um nicht jedes ROI einzeln definieren zu müssen, wird ein ROI über die Treppe bewegt. Diese Bewegung wird über die Parameter, die den Abstand, die Anzahl der Felder und Anzahl der Reihen auf die die ROIs verteilt sind, koordiniert. Dazu wird die ROI, so lange ihre Nummer kleiner ist als die halbe Anzahl der Felder, um den doppelten Abstand des ROIs zur Kante der Stufe zuzüglich die Höhe des ROI nach unten verschoben. Sollte die Nummer der ROI gleich der Hälfte der Stufenanzahl sein, wird die ROI zusätzlich noch um den dreifachen Abstand zur Kante der Stufe und die Breite der ROI nach rechts verschoben. Alle weiteren ROIs werden um den doppelten Abstand zur Kante der Stufe und ihre Höhen nach oben verschoben. Der Bewegungsablauf ist in Abbildung 20 nachgebildet.

Die eigentlichen Berechnungen bestehen im wesentlichen aus Differenzenbildungen. So muss bei diesem Prüfpunkt zu jedem aus einem unprozessierten Prüfkörperaufnahme gemessenen, über das ROI gemittelten Grauwerts, die Differenz zum Offset bestimmt werden. Außerdem auch noch wie in der PAS 1054 beschrieben, die Differenz der benachbarten Stufen gebildet werden und zusätzlich zu diesen Werten noch den Kontrastumfang als Differenz des Grauwerts

zwischen maximaler und minimaler Stufenhöhe gebildet werden alternativ wird auch der Kontrastumfang in Bit-Stufen berechnet.

$$\text{Kontrast} = \text{Grauwert}_{\max} - \text{Grauwert}_{\min}$$

$$\text{Kontrast}_{\text{bit}} = \log_2 \text{Kontrast} [\text{bit}]$$

Es wird im Weiteren noch die Differenz zwischen den einzelnen Stufen berechnet. Aus den so gewonnenen Werten kann in der Konstanzprüfung, eine Änderung des Grauwertniveaus überwacht werden. Die hierfür in der PAS 1054 angegebene Grenze beträgt 10% Änderung gegenüber der in der Abnahmeprüfung ermittelten Werte.

3.1.5 Thoraxwandseitige Kugelabbildung

Zur Ermittlung der abgebildeten Kugelreihen wird der Kalkulator `Pas_BoundaryCalculator` implementiert. Abweichend zu den Parametern von `Pas_greyAreaCalculator` werden hier auch noch die Höhe der verwendeten ROI und der Abstand der beiden ROI zueinander relativ zur Prüfkörperhöhe übergeben.

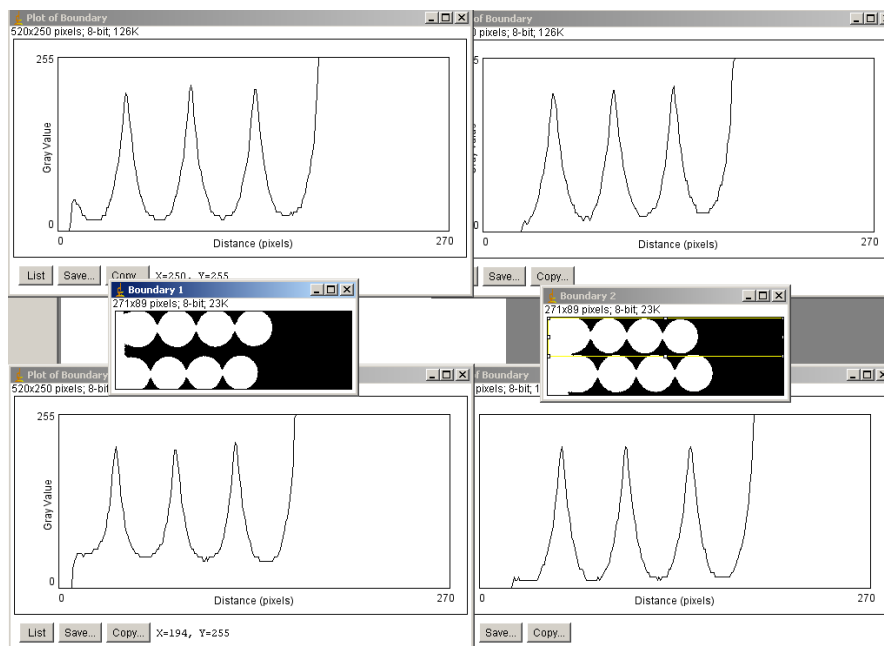


Abbildung 21: Analyse von Kugelabbildung

Für die Prüfung werden die vier Kugelreihen in zwei Bereiche aufgeteilt (oben in der Bilddatei und unten in der Bilddatei). Von diesen zwei Bereichen wird für die Prüfung je ein Duplikat

angefertigt, welche in je ein 8 Bit Graustufenbild umgewandelt wird. Zur weiteren Analyse wird ein automatischer Schwellenwert angewendet, so dass die Kugeln von Weiss mit einem scharfen Übergang nach Schwarz dargestellt werden. Die so entstandenen schwarz/weiss Bildern werden nun jeweils mit einem ROI pro Kugelreihe untersucht. Als Grundlage der Untersuchung dient ein Profilplot der einzelnen ROI, dessen Ordinatenwerte in ein Array geschrieben werden. Als nächstes wird für jeden Profilplot das Maximum und das Minimum der Kugel bestimmt. Wobei das Maximum den Anfang beziehungsweise das Ende einer Kugel im Profilplot darstellt. Das Minimum stellt die Hälfte einer Kugel dar (siehe Abbildung 21).

Nun wird auf Folgen von Maximum und Minimum überprüft, dabei ist die Abfolge von Maximum und Minimum nicht berücksichtigt, so dass auch halbe Kugeln erkannt werden. Dies geschieht, indem die von den Profilplots erstellten Arrays auf die ermittelten Extremwerte zusätzlich einem Toleranzbereich überprüft werden. Sind beide Extremwerte gefunden erhöht sich der Zähler für den untersuchten Bereich um eine halbe Kugel. Für das Ergebnis wird die Summe der in den beiden Bereichen gefundenen Kugeln und die ROI der Bereiche gespeichert.

3.1.6 Winkel der Linienraster

Dadurch dass beim Prüfkörper nach PAS 1054 die Liniengruppen zur Bestimmung des Ortsauflösungsvermögens nicht fest im Prüfkörper eingebracht sind, ist der exakten Bestimmung des Winkels unter dem die Liniengruppen zur Thoraxwand stehen, für eine automatische Auswertung, große Bedeutung einzuräumen. Da die anschließende Bestimmung des Ortsauflösungsvermögens mit einem vom Bruderkrankenhaus Trier entwickelten Plugin [23] nur funktioniert, wenn der Winkels genau genug bestimmt wurde.

Der für die Bestimmung des Winkels zuständige Kalkulator heißt `Pas_lbpAngleCalculator` und bekommt die selben Parameter wie 3.1.2 übergeben. Diese Parameter dienen zur reinen Eingrenzung der Position an der sich die Liniengruppen befinden. Danach wird diese Auswahl noch einmal eingeschränkt, so dass ihre Kantenlängen identisch und einer Zweierpotenz entsprechen, wie man in Abbildung 22 sehen kann³⁰. Diese so entstandene Auswahl wird einer Reihe von Methoden der Bildverarbeitung unterzogen. Alle verwendeten Methoden sind im Lieferungsumfang von ImageJ standardmäßig enthalten.

Im ersten Schritt wird die Auswahl durch eine Fastfouriertransformation in ein Bild umgewandelt, dass die in der Auswahl enthaltene Anteile der vorkommenden Frequenzen enthält. Die im ersten Screenshot in Abbildung 23 zusehende Diagonale von oben links nach unten rechts besitzt den selben Winkel wie die in Abbildung 22 zu sehende Basis³¹ zu der die Linienpaare

³⁰Der abgebildete Screenshot wurde zur besseren Darstellung im Druck nachbearbeitet

³¹Diese Basis ist nicht bei allen Phantomen nach PAS 1054 vorhanden. Bei Phantomen anderer Hersteller sind die Linienpaare in einem total absorbierenden Quadrat angeordnet. Dies kann nach Anpassung des Algorithmus

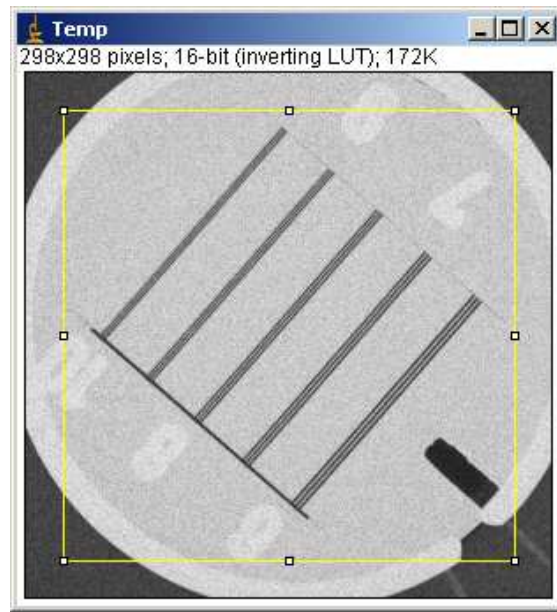


Abbildung 22: Auswahl der Linienstrichraster

orthogonal ausgerichtet sind. Die Basis ist wiederum parallel zur Markierung mit welcher der Winkel der Linienpaare auf der Strukturplatte eingestellt wird. Nach der Fouriertransformation wird ein Schwellenwert auf das bei der Fastfouriertransformation entstandene Bild angewendet. Zur Bestimmung der rechten Grenze des Schwellenwertes, wie in Abbildung 23 oben rechts zu sehen, wird anhand des Histogramms der erste Wert nach dem Maximum des Histogramms gesucht, der 7% des Maximas im Histogramm entspricht. Die Schwelle von 7% wurde empirisch ermittelt und gewährleistet die beste Isolierung der peripheren Bereiche der Diagonalen. Diese noch mehrere Pixel breite Linie wird anschließend noch mit dem ImageJ Skeletierbefehl auf einen Pixel breite, durch beidseitiges Entfernen von Pixeln verschlankt und invertiert (siehe Abbildung 23 unten rechts). Um den Winkel zu bestimmen wird von der Mitte der bearbeiteten Fouriertransformation aus, unter Beschreibung einer Kreisbahn die Kante der Linie gesucht. Die Bahn eines Halbkreises wird mathematisch mit der Formel:

$$y = y_{mitte} \pm \sqrt{r^2 - (x - x_{mitte})^2}$$

beschrieben (siehe Abbildung 24 auf Seite 42). Durch die Subtraktion der Wurzel erhält man die zweite Bahn. Im Falle, dass nicht auf beiden Bahnen je ein Punkt gefunden wird, wird mit verändertem Radius erneut gesucht. Aus den gefundenen Punkten wird dann trigonometrisch der Winkel berechnet.

alternativ für die Bestimmung des Winkel benutzt werden.

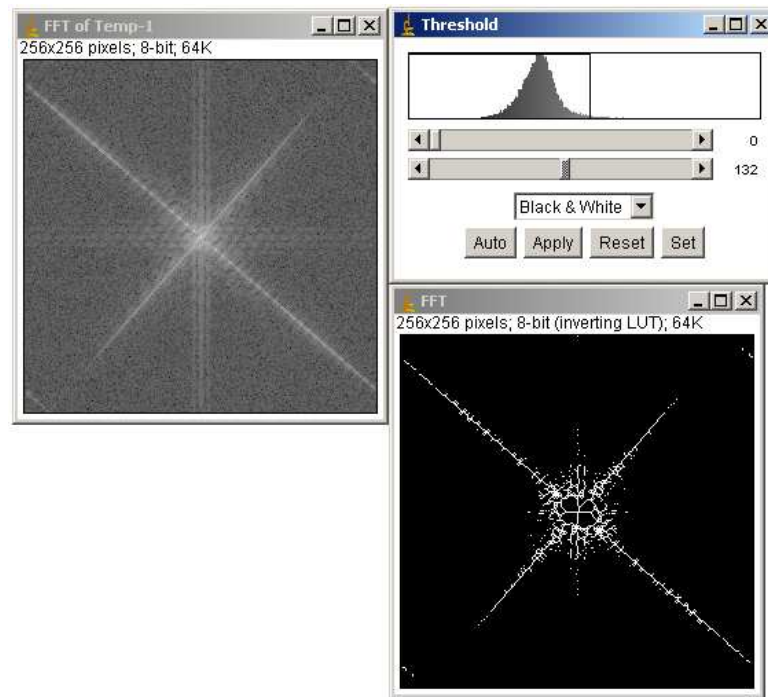


Abbildung 23: Fouriertransformation und setzen des Threshold zur Bestimmung des Winkels

$$\alpha = \arctan(\Delta y \cdot \Delta x^{-1})$$

Für das Ergebnis wird neben dem so bestimmten absoluten Winkel, auch der relative Winkel für die Speicherung in der Datenbank vorbereitet. Unter dem relativen Winkel versteht man den Winkel um den das Bleistrichraster zum Phantom verdreht ist.

3.2 Methoden zur Analyse von Daten

Überall wo große Mengen an Daten erhoben werden, besteht die Notwendigkeit diese so zu verarbeiten, dass man diese mit wenig Aufwand überblicken und bewerten kann. Hierfür werden unter Anderem Tabellen und Graphen eingesetzt. Durch ihre Hilfe lassen sich Daten strukturiert darstellen, im Falle von Tabellen lassen sich mit Hilfe von statistischen Methoden zusammenhängende Datenreihen erfassen z.B. mit dem Mittelwert und Standardabweichung auf zwei Werte mit hoher Aussagekraft zusammenfassen, so dass im Falle von unauffälliger (geringer) Standardabweichung mit hoher Sicherheit auf konsistente Datenreihen zu schließen ist.

Die graphische Aufbereitung von Datenreihen hat den großen Vorteil etwas über das Langzeitverhalten von Reihen, *auf einen Blick*, aussagen zu können. Außerdem kann man graphisch wesentlich einfacher Differenzen, Drifts und andere Anomalien erkennen [13], welche man in

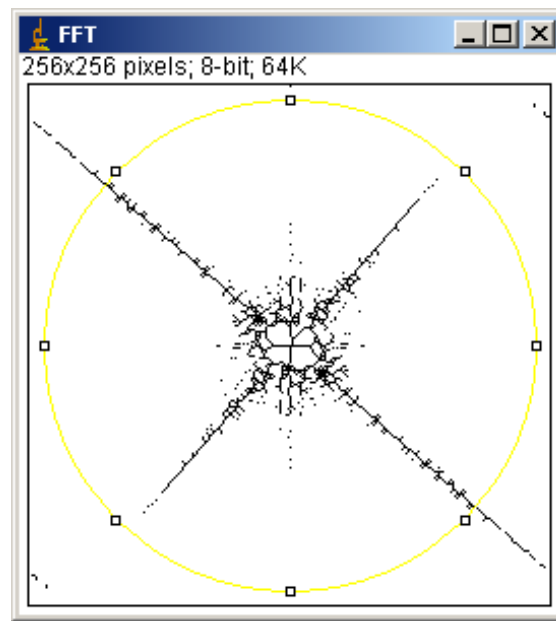


Abbildung 24: Kreis der für die Bestimmung des Winkels abgesucht wird

tabellarischer Form nicht oder nur unter erheblichem Zeitaufwand feststellen kann. Messungen unterliegen immer einer gewissen Schwankung, die bei einer graphischen Darstellung den Verlauf „verrauscht“, so dass eine eindeutige Aussage schwer fällt. Deshalb ist es oft nötig solche Schwankungen, um bessere Aussagen über das Langzeitverhalten zu machen, mit geeigneten mathematischen Methoden zu entfernen bzw. zu glätten.

3.2.1 Tabellarische Darstellung der gespeicherten Daten

Als Anforderung an die Tabellendarstellung wurde gesetzt:

- generisch für jedes Modul verwendbar zu sein.
- die Möglichkeit nur von dem verwendeten Modul Profilen auszuwählen.
- ausschließliche Anzeige von als sichtbar markierten Ergebnissen.
- den Zeitrahmen für angezeigte Ergebnisse zu wählen
- Mittelwert und doppelte Standardabweichung für die angezeigten Ergebnisse berechnen.

Die Tabellen der Messwerte werden als Tab im jeweiligen Modul eingefügt. Dieses Tab ist für alle von Optimage verwendeten Module gleich aufgebaut, der Aufbau ist exemplarisch für das

Optimage

File Edit Help

XRAY PAS 1054 [experimental]

Control Tab graphical view tabular view

9: Graphtest [Scanditronix Wellhoefer oN] From May 3, 2005 to July 19, 2006 select export to csv

measurements table

date	Boundary 1	Boundary 2	CNR	CNR area S...	Contrast	Contrast exp.	Greyarea	Greyarea S...	Highcontras...	Highcontras...	Offset	Visible Res...
May 26, 2006	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	8.000
May 30, 2006	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	8.000
Jun 2, 2006	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	9.000
Jun 2, 2006	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	9.000
Jun 2, 2006	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	9.000
Jun 30, 2006	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	9.000

Tabelle Messwerte

result table

	Boundary 1	Boundary 2	CNR	CNR area S...	Contrast	Contrast exp.	Greyarea	Greyarea S...	Highcontras...	Highcontras...	Offset	Visible Res...
mean	5.000	6.000	36.749	25.157	1,500.949	10.552	147.457	25.109	79.732	1,580.681	56.147	8.667
2 sigma	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	4.000

Tabelle Statistik

Abbildung 25: Tabellenansicht von Optimage

PAS 1054 Modul in Abbildung 25 dargestellt. Im oberen Bereich des Tabs ist der Kontrollbereich angesiedelt. In ihm kann man das auszuwertende Profil wählen. Um den Wertebereich eines Profils einzuschränken hat man die Möglichkeit, einen Startpunkt und Endpunkt mittels zweier `JDateChooser`³² zu wählen. Die Standardeinstellung der `JDateChooser` ist so gewählt, dass immer der ganze Wertebereich abgedeckt ist. Der erste der zwei Buttons rechts von der Datumsauswahl hat die Funktion den gewählten Datensatz für den eingestellten Zeitraum aus der Datenbank zu holen und in die Tabellen einzutragen. Unterhalb des Kontrollbereichs befindet sich die Haupttabelle, in der die in der Datenbank als sichtbar markierten Datensätze chronologisch angezeigt werden. Darunter befindet sich noch eine weitere Tabelle, die für die Ausgabe von statistischen Angaben gedacht ist.

Zur Darstellung und Erzeugung von Tabellen enthält Java seit der Version 1.2 das `javax.swing.JTable` Paket. Jede Tabelle benötigt ein Tabellen Modell in dem Methoden definiert sind, z.B. zur Steuerung wie die Daten in die Zellen geschrieben werden oder wie die Anzahl der

³² gehört zur JCalendar-API von Kai Tödter <http://www.toedter.com>

Spalten bzw. Elementen ermittelt wird. Ebenfalls können für die Spalten Namen gesetzt werden. Mit Hilfe eines `AbstractTableModel` kann man das Verhalten einer Tabelle selbst steuern.

Die für die Tabelle benötigten Werte werden von durch den Framework bereitgestellte Klassen aus der Datenbank in ein zweidimensionales Objekt gespeichert. Diese Klasse kann über den SQL-Befehl `SELECT` Daten aus der Datenbank holen. Dies lässt sich so weit präzisieren, so daß Daten eines gemessenen Parameters für ein bestimmtes Profil über den angegebenen Zeitraum in eine Spalte des Objekts extrahiert werden. Die so in dem Objekt abgelegten Daten sind allerdings ungerundete Messwerte, die zur besseren Darstellung noch auf drei Nachkommastellen gerundet, und in einem separaten Objekt abgelegt werden. Somit stehen zwei Objekte der Wertetabelle zu Verfügung. Das Objekt mit den gerundeten Daten wird für die Darstellung der Tabelle genutzt. Für die weitere Berechnung der statistischen Werte in der unteren Tabelle, als auch für den Export, wie im folgenden Abschnitt beschrieben, wird das Objekt mit den Messwerten benutzt. Die statistischen Werte berechnen sich wie folgt:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x_i \text{ für den Mittelwert}$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2} \text{ für die Standardabweichung}$$

3.2.2 Export der gespeicherten Daten

Der Export der Tabellen ist so gestaltet, dass man in der aufrufenden Klasse keinerlei Fallunterscheidung für den Export nach CSV oder Excel betreiben muss. Man muss lediglich die Klasse unter Mitgabe von Speicherort und Dateiname initialisieren. Danach übergibt man die zu schreibende Tabelle getrennt in Spaltennamen und Werte. Zum Abschluss muss noch die geöffnete Datei geschlossen werden. Die dabei aufgerufene Klasse `export()` arbeitet hierbei als Vermittler und stellt einen Dateiauswahldialog bereit und öffnet auch den für die Ausgabe in eine Datei benötigten *File output stream*. Der eigentliche Export geschieht in den Klassen `exportToCSV()` und `exportToXSL()`, die beide die selben Methoden bereit stellen:

- Konstruktor dem der geöffnete *File output stream* übergeben wird.
- `println(Object[])` welcher die zeilenweise übergebene Tabelle entsprechend verarbeitet.
- für den Export nach Excel ist noch zusätzlich ein `writeStreamToBook()` notwendig, um das Schreiben, der im Speicher erzeugten Excel Arbeitsmappe letztendlich in eine Datei zu initiieren.

Beim zeilenweisen Schreiben werden die Zeilen bei der „comma separated values“-Datei mittels Stringoperationen in die Form "Wert [1] "; "Wert [2] "; . . . ; "Wert [n] " gebracht wobei n die maximale Spaltenzahl der Tabelle repräsentiert.

Für das Schreiben in die Excel Datei werden von dem im Apache Jakarta Project bereitgestellten POI die HSSF-Pakete genutzt. Diese regeln das Erstellen der Arbeitsmappe (workbook), des Blattes (sheet) und der Reihen (row) inklusive der Zellen (cell) und deren Zellenformatierung (cellstyle) - welche für die Datumsformatierung benötigt wird. Um Daten in die Zellen zu schreiben werden diese unter Erzeugung einer neuen Zelle als Wert zugewiesen.

Nach erfolgreichem Speichern lassen sich diese Dateien wie gewohnt, in einer beliebigen Anwendung bzw. Tabellenverarbeitung, weiterverarbeiten.

3.2.3 Graphische Darstellung von Messwerten

Die Anforderungen, die an die graphische Darstellung gesetzt werden sind:

- generisch für alle Module nutzbar zu sein.
- eine Möglichkeit einzelne gemessene Parameter als Schaubild anzuzeigen.
- Schaubilder von verschiedenen Parametern oder Profilen zu mischen.
- nur einen zeitlich eingeschränkten Bereich der Messwerte anzuzeigen.
- einen „normalen Modus“
 - Darstellung von einem oder mehreren Liniendiagrammen, so daß auch Messreihen verglichen werden können.
 - Für vorhandene Grenzwerte sollen diese als Eingriffsgrenzen und abgesetzte Warn-grenzen angezeigt werden.
- einen „Experten Modus“ mit erweiterter Darstellung und Analyse
 - Darstellung von nur einem Liniendiagramm, dies dient ausschließlich der besseren Übersicht
 - Darstellung der Verteilung eines Datensatzes
 - Auswertung von Überschreitungen der einzelnen Grenzen

Die graphische Darstellung wird wie die tabellarische Darstellung auch in einem Tab in dem jeweiligen Modul eingebunden. Sie wird im Moment in zwei Darstellung eingeteilt. Einerseits steht eine Darstellung als „Experten Modus“ wie in Abbildung 26 zu sehen ist zur Verfügung.



Abbildung 26: „Experten Modus“ der graphischen Ausgabe von Optimage

Mittels betätigen des im Kontrollbereichs des Tabs zu findenden Bedienelements „change view“ kann man in den „normalen Modus“ wechseln. Der Kontrollbereich ist für beide Ansichten identisch aufgebaut. Im Kontrollbereich findet man weiterhin die aus der Tabellenansicht bekannten Elemente zur Wahl eines Profils. Hiermit wird aber nicht ein ganzes Profil für das Laden aus der Datenbank gewählt, sondern eine Vorwahl getroffen. Nach Abschluss der Vorwahl wird die zweite Combo-Box automatisch mit allen, für das gewählte Profil, als sichtbar markierte Messgrößen gefüllt. Das hat den Vorteil, dass falls die Sichtbarkeit von Messwerten eines Profils geändert wird, trotzdem bereits vorhandene Messwerte für die Darstellung wählbar sind. Direkt darunter sind wieder zwei `JDateChooser` zur Eingrenzung des Wertebereichs. Die Standardeinstellung der Datumswähler sind ebenfalls wie bei den Wählern der Tabelle auf den größten möglichen Zeitbereich, der in der Datenbank für diese Modalität vorkommt eingestellt. Rechts daneben stellen zwei Checkboxes die Möglichkeit, die Messwerte und/oder geglättete Werte für die Anzeige einzustellen. Schlussendlich befinden sich noch drei Buttons im Kontrollbereich.

Der Erste regelt das Hinzufügen³³ von weiteren Liniendiagrammen in das Schaubild. Mit dem zweiten Button kann man alle Linien wieder aus dem Diagramm entfernen.

Das Schaubild gestaltet sich für beide Modi identisch. Die einzige Ausnahme bildet die darstellbare Anzahl an Liniendiagrammen. Im „Experten Modus“ besteht nur die Möglichkeit ein Datensatz entweder als Messwert und/oder geglätteten Wert darzustellen. Die Beschriftung und Farbwahl der Ordinate ist so gewählt, dass sie bei der Darstellung der Messwerte deren Farbe und Namen als Beschriftung trägt. Bei Mischung beider Ansichten wird die Farbe der geglätteten Werte als Farbe für die Ordinate übernommen. Die Beschriftung der Ordinate wird aus dem Namen des Messwertes und dem Zusatz „and moving Average“ gebildet. Als Farbe für die Beschriftung wird die Farbe der Messwerte genommen. Wenn nur die geglätteten Werte angezeigt werden, werden Ordinate und Beschriftung in der Farbe des Liniendiagramms gezeichnet. Der Name wird dann aus dem Namen des zugehörigen Messwertes und dem Zusatz von „moving Average“ zusammengesetzt. Entsprechend werden die Namen in der Legende gebildet.

Im „normalen Modus“ hat man weiterführend die Möglichkeit mehrer Liniendiagramme anzuzeigen. Dies eröffnet die Möglichkeit verschiedene Parameter eines Profils zu vergleichen um daraus Rückschlüsse auf mögliche Fehlerquellen zu schließen. Man kann aber auch Parameter zweier Profile darstellen, um entweder zwei Geräte oder zwei Phantome, welche mit dem selben Gerät aufgenommen wurden, zu vergleichen. Oder man nutzt diese Möglichkeit um nach einem Profilwechsel den gesamten zeitlichen Verlauf einer Messgröße zu verfolgen.

3.2.4 Graphische Darstellung von Grenzwerten

In den Schaubildern wird auch für jedes Liniendiagramm, egal ob aus den Messwerten oder den geglätteten Werten gebildet, farbige Markierungen für den Toleranzbereich des Messwertes erzeugt. Dies geschieht aber nur für die Werte, für die auch Referenz- und Toleranzwerte definiert sind.

Hierfür stellt die Bibliothek JFreeChart die Klasse `IntervalMarker` der man bei der Initialisierung des Konstruktors nur den unteren y-Wert und den oberen y-Wert übergeben muss. Mit der Methode `setPaint` kann man dann anschließend für jeden `IntervalMarker` individuell eine Farbe setzen. Damit die Intervalle auch angezeigt werden müssen sie dem Schaubild zugefügt werden.

Im Moment werden die Warngrenzen noch als 20%< Eingriffsgrenzen gesetzt. In Zukunft sollte die durch die in den ersten Messungen ermittelte doppelte Standardabweichung ersetzt werden.

³³im „Experten modus“ wird der für das Hinzufügen verantwortliche Button nach einem Liniendiagramm deaktiviert

3.2.5 Graphische Darstellung der Werteverteilung

Zur Darstellung von Werteverteilungen bietet sich klassischerweise ein Histogramm an. Wie in Abbildung 26 auf Seite 46 im markierten Bereich „Verteilung“ zu sehen ist, wird ein horizontal angeordnetes Histogramm verwendet. Dies hat den Vorteil, die Grenzwerte genau so wiederzugeben wie im Liniendiagramm. Daraus lässt sich dann wesentlich einfacher ersehen ob die Messwerte annäherungsweise normalverteilt sind. Ist dies der Fall kann man sehen, ob und in welche Richtung der Mittelwert verschoben ist. Wie man in der Abbildung 26 auch sieht ist der Zeichnungsbereich des Histogramms auf die Spannweite des Histogramms gesetzt.

$$R = x_{max} - x_{min} \text{ Spannweite } R$$

Und die Ordinate für x_{min} auf 0 gesetzt.

Für die Erstellung der Histogrammdaten werden alle Werte der als Liniendiagramm angezeigten Messung gesampelt. Dies wird dadurch bewerkstelligt, dass immer nur der n -te Bereich der Spannweite betrachtet wird. Hierfür wird die Sampleweite $R_{sample} = Rn_{samples}^{-1}$ bestimmt. Dies hat den Vorteil, daß das spätere Histogramm nicht so unruhig wirkt. Die Werte für das Histogramm werden mit der Beziehung $nR_{sample} \geq x_i - x_{min}$ in einer Schleife für jedes x wird für jedes n überprüft und für jede wahre Beziehung wird der n -te Wert des Histogramms erhöht und das nächste x untersucht.

Wie die anderen Diagramme wurde auch hierfür die Bibliothek JFreeChart verwendet. Als Diagramm wird ein `AreaXYChart` verwendet, das horizontal ausgerichtet abgetragen wird. Des Weiteren werden die Warn- und Eingriffsgrenzen wie im vorhergehenden Abschnitt beschrieben, jedoch auf den anderen Wertebereich abgestimmt, eingeblendet. Zusätzlich wird der Referenzwert als Linie mit eingezeichnet.

3.2.6 Glättung von Datenreihen

Wie in Abschnitt 3.2.3 auf Seite 45 schon erwähnt, kann man für die bessere Erkennbarkeit von Trends und dergleichen, auch die Messreihen für die Darstellung im Diagramm glätten oder eine Kombination aus Messwerten und geglätteten Werten anzeigen. Mit glätten ist eine Unterdrückung des Rauschens der Messwerte gemeint. Um dies zu bewerkstelligen wurden mehrere Methoden der Glättung implementiert.

- geometrisch gleitender Mittelwert
- einfacher exponentiell gewichteter gleitender Mittelwert

- Spencersche Formel

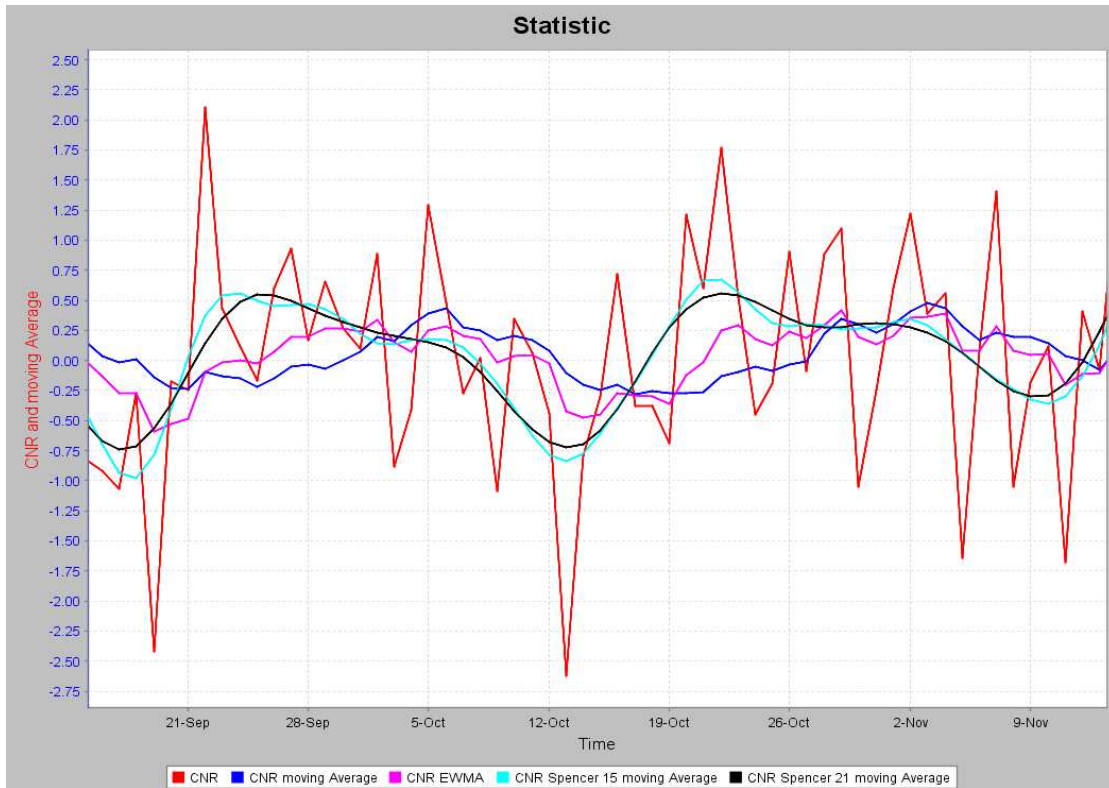


Abbildung 27: Vergleich der Methoden zur Glättung von Messwerten

Für den geometrisch Mittelwert wird für jeden realen Messwert im Datensatz ein neuer Wert durch Mittelwertbildung aus den n vorhergehenden Messwerten gebildet.

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n} \sum_{j=i}^{i+n-1} x_j$$

Im Moment ist $n = 30$ Tage. Was zur Folge hat, dass erst Datenreihen größer 30 Tage sinnvoller Weise mit einem gleitenden Mittelwert versehbar sind. Außerdem ist durch die Mittelwertbildung über eine vergangene Periode, die geglättete Reihe nicht besonders aktuell, was sich in einer deutlich sichtbaren Verzögerung auf Ereignisse im Diagramm niederschlägt.

Der exponentiell gewichtete Mittelwert (EWMA) wichtet je nach verwendetem Wichtungsfaktor λ neuere Werte stärker als alte.

$$\hat{x}_{t+1} = \lambda x_t + (1 - \lambda) \hat{x}_t$$

wobei $0 < \lambda \leq 1$. Der Einfluss der vorhergehenden Messungen nimmt mit steigendem λ ab. \hat{x}_t ist das Ergebnis der vorhergehenden Berechnung und x_t der aktuelle Messwert. Vorteil dieser Methode ist, dass man die Möglichkeit hat, vergangene Ereignisse mit Hilfe des Faktors λ betonen bzw. schwächen kann. Weiterhin ist diese Methode zeitlich etwas näher am eigentlichen Kurvenverlauf als der geometrische gleitende Mittelwert.

Für die Spencersche Formel stehen zwei Implementierungen bereit. Einmal die auf 21 Punkten basierende Spencersche Formel [34]:

$$f'_0 = \frac{1}{350} [60f_0 + 57(f_{-1} + f_1) + 47(f_{-2} + f_2) + 33(f_{-3} + f_3) + 18(f_{-4} + f_4) + 6(f_{-5} + f_5) - 2(f_{-6} + f_6) - 5(f_{-7} + f_7) - 5(f_{-8} + f_8) - 3(f_{-9} + f_9) - (f_{-10} + f_{10})]$$

Zum Anderen die auf 15 Punkten basierende Spencersche Formel [33], welche diese Koeffizienten nutzt:

$$-3, -6, -5, 3, 21, 46, 67, 74, 67, 46, 21, 3, -5, -6, -3$$

Als Besonderheit gegenüber den beiden Anderen Formeln ist zu erwähnen, dass die Spencerschen Formeln nicht nur die vorherigen Werte in die Mittelwertberechnung eingehen, sondern hier auch die folgenden Werte berücksichtigt werden. Gerade durch diese Eigenschaft ist eine bessere Näherung der eigentlichen Kurve möglich, da bereits noch folgende Werte in die Berechnung des aktuell gezeichneten Punkt mit eingehen. Ebenfalls wie beim Gleitenden Mittelwert werden für die Berechnungen mit der Spencerschen Formel eine gewisse Anzahl an Werten voraus gesetzt. So werden mindesten $\frac{n}{2} - 1$ Werte benötigt, wobei n die Anzahl an Koeffizienten darstellt.

Die Wirkungsweise der einzelnen Glättungsverfahren kann man sehr gut in Abbildung 27 auf der vorherigen Seite erkennen. In Tabelle 3 sind die Eigenschaften der verwendeten Formeln kurz zusammengefasst.

SMA	EWMA	Spencer 15 Points	Spencer 21 Points
geglättete Werte laufen hinterher	geglättete Werte laufen nicht so stark hinterher	geglättete Kurve reagiert schneller auf steigende und fallende Werte	wie Spencer 15 Points, aber etwas träger
benötigt mindestens n Werte	keine Beschränkung der Anzahl an Werten	benötigt mindestens 15 Werte	benötigt mindestens 21 Werte
starke Glättung, je grösser n ist	je grösser λ umso geringer werden vergangene Werte gewichtet \triangleright geringere Glättung	nicht einstellbar	nicht einstellbar
für grosse Datensätze besser geeignet. Unempfindlich gegen Ausreisser. Gute Sichtbarkeit von Trends.	für kleine λ wie SMA, aber folgt besser den Werten. Auch für kleine Datensätze.	Entfernt sehr gut hochfrequente Anteile. Aber reagiert empfindlich auf grosse Veränderungen.	wie Spencer 15 Points, reagiert allerdings etwas unempfindlicher auf starke Veränderungen.

Tabelle 3: Übersicht über die verschiedenen Methoden der Werteglättung

3.2.7 Bestimmung von Toleranzüberschreitungen

Sinn und Aufgabe der Konstanzprüfung ist die Kontrolle ob ein Gerät innerhalb eines vorgegebenen Rahmens operiert.

Durch die Aufteilung in Warn- und Eingriffsgrenzen ist eine differenzierte Betrachtung der Grenzen notwendig. Deshalb werden die Anzahl der Überschreitungen von Grenzen in der Tabelle unten rechts im „Experten Modus“ dokumentiert. Hierbei wird auch dokumentiert ob es sich um einen Übergang über die obere oder untere Warngrenze handelt. Die Tabelle zeigt zudem nicht nur die Überschreitungen über den gesamten Beobachtungszeitraum, sondern gibt auch, wie im Moment konfiguriert, Auskunft über die letzten 30 Tage. Die Erhebung dieser Daten scheint im ersten Moment nicht besonders sinnvoll zu sein. Da ja bei jeder Messung die Einhaltung der Eingriffsgrenzen überprüft wird. Ist aber für die zentralisierte luxemburgische Stelle, welche die Auswertungen der einzelnen Radiographie-Einrichtungen kontrolliert, als Indikator für eine gründlichere Prüfung von entscheidender Rolle.

Die eigentliche Erhebung dieser Werte gestaltet sich einfach. Dafür werden die einzelnen Messwerte einer Messreihe mit den verschiedenen oberen und unteren Grenzen verglichen und ein Zähler erhöht falls eine Grenze überschritten wird.

4 Resultate

4.1 Implementierung der Messmethoden

Insgesamt stellte sich eine 1:1 Nutzung des Quellcodes von *PAS 1054 Phantom Check* in *Optimage* als sehr schwierig dar. Die Berechnungen ließen sich nicht ohne weiteres an die Kalkulatoren und die Form der Ergebnisse von *Optimage* anpassen. Eine erneute Implementierung war unumgänglich, da die Kalkulatoren in *Optimage* eine völlig andere Struktur aufweisen. Ein weiterer Grund war auch das einheitlich in *Optimage* benutzte Prinzip, der relativ zu den Außenkanten definierten geometrischen Lage und Größe der Messbereiche. Auch in der für die

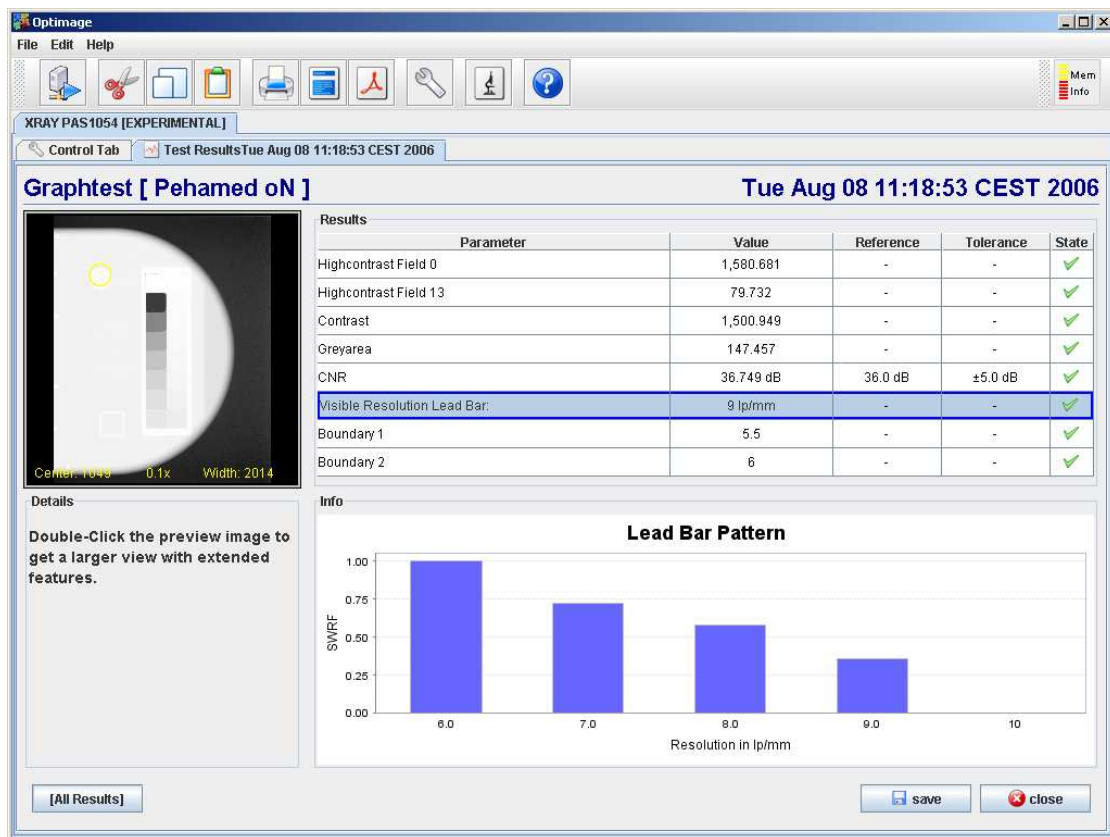


Abbildung 28: Ergebnisse einer Messung

Messung notwendigen Methoden zur Bildstatistik sind ein paar Ungereimtheiten in der Formel für die Berechnung der Standardabweichung aufgefallen und deshalb durch ImageJ eigene Methoden und Klassen ersetzt worden, welche durch den recht großen Nutzerkreis von ImageJ als zuverlässig anzusehen sind. Die angesprochenen Ungereimtheit sind in Zeile 171 im Quellcode 2 in Form des Postdekrement *number* – – zu finden. Bei dieser Schreibweise wird zuerst

*number*³⁴ ausgegeben und erst anschließend um 1 verringert, was zur Folge hat, dass die Standardabweichung sich wie folgt berechnet

$$stdDev = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2} \text{ anstatt wie sonst üblich } stdDev = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Außerdem ist bei der erneute Implementierung eine andere bzw. geänderte Messgeometrie entstanden, dadurch ist nicht sichergestellt, dass die Berechnungen von *Optimage* und *PAS 1054 Phantom Check* zu exakt den selben Ergebnissen führen. Die in *Optimage* implementierten Methoden bilden ebenfalls noch nicht den kompletten Prüfumfang nach PAS 1054 ab, dies bedarf noch die Erweiterung um weitere Kalkulatoren zur Erfassung aller relevanter Messgrößen, so dass eine umfassende Prüfung möglich wird. Dennoch sind schon jetzt einige Möglichkeiten gegeben, wie man in Abbildung 28 sehen kann, dabei ist zu beachten, dass in dieser Ansicht der Resultate, zur Gewährleistung einer besseren Übersichtlichkeit nicht alle ermittelten Werte angezeigt werden.

```

164         for (int x=0 ; x<sd.length ; x++) {
165             value=sd[x];
166             sum+=value;
167             value=(value*value);
168             sumSq+=value;
169             number++;
170         }
171         return Math.sqrt((sumSq-sum*sum/number)/number--);
172     }

```

Quellcode 2: Berechnung der Standardabweichung nach PAS 1054 Phantom Check

In der Aufgabenstellung war auch eine Verifizierung der verwendeten Methodik, an Hand von Messreihen vorgesehen. Leider hat sich die Installation des ersten digitalen Flachdetektor Mammographie-Systems in Luxemburg verzögert, so dass nur mit wenigen an verschiedenen DR und CR Systemen erstellten Aufnahmen eine Funktionsprüfung der Bildsegmentierung und Messmethoden möglich war.

4.2 Datenexport

Die durch diese Arbeit zu *Optimage* hinzugefügte Möglichkeit zum Export von erhobenen Daten bietet mit den „comma separated values“-Dateien eine sehr universelle und einfache Möglichkeit

³⁴in den folgenden Formeln wurde *number* gegen *nersetzt*, dies dient lediglich einer besseren Lesbarkeit

zur Weiterverarbeitung in so gut wie jeder Tabellenkalkulation, Statistiksoftware und Mathematiksoftware. Das Öffnen von CSV-Dateien wurde erfolgreich mit OpenOffice.org 2.0 Calc, Microsoft® Excel 2000 (englische Version) mit installiertem ServicePack 3 und Microsoft® Excel XP (deutsche Version) getestet. Bei Excel ist allerdings zu beachten, dass für eine fehlerfreie Erkennung des Dezimalzeichens, ein Import³⁵ von externen Daten nötig ist. Ausschließlich auf diesem Wege ist es möglich das Trennzeichen und das Dezimalzeichen korrekt zu wählen. Wird dieser Weg nicht gewählt, kann es je nach verwendeter Ländereinstellung, zu Fehlern in der Interpretation von Zahlen in Excel kommen.

Die Möglichkeit, Daten in Excel-Dateien zu speichern, bietet zwar nicht die selbe Flexibilität wie bei CSV-Dateien, ist aber auf Grund des entfallenden Importierens in Excel wesentlich einfacher und komfortabler für den Endanwender. Da zum Schreiben der Excel-Dateien das Jakarta Projekt POI, welches auf Ergebnissen von OpenOffice.org aufgebaut ist verwendet wird, können die Dateien auch von OpenOffice.org 2.0 gelesen werden. Ebenfalls wurden die so entstandenen Dateien mit den zwei bereits erwähnten Excel Versionen erfolgreich getestet.

4.3 Graphische Darstellung

Die Möglichkeit, die gespeicherten Messwerte graphisch darzustellen, z.B. als Liniendiagramme mit Warn- und Eingriffsgrenzen, bildet ein grundlegendes Werkzeug zur Prozesskontrolle. Dabei sind zwei Möglichkeiten gegeben:

- Vergleich von Messreihen
- Analyse der Verteilung der Messwerte, sowie die Möglichkeit der Auswertung von Grenzwertüberschreitungen über die einzelnen Grenzen.

Diese Mittel werden noch um die vier beschriebenen Möglichkeiten zur Glättung von Wertereihen ergänzt, so dass an Hand der geglätteten Diagramme es wesentlich einfacher für den Prüfer ist eine Aussage über das Vorliegen eines Trends zu treffen. Bei der Darstellung von zwei voneinander abhängigen Messgrößen ist auch ein Rückschluss auf mögliche Ursachen möglich. Damit kann man z.B. bei sinkendem Signal-Rausch-Verhältnis, dieses mit den an der Berechnung beteiligten Größen vergleichen und durch z.B. ein Ansteigen der Standardabweichung des „mittleren Grauwerts“ bei CR-Systemen auf eine Ermüdung der Speicherfolie hindeuten. Die in der Aufgabenstellung angestrebte Funktion zur Erkennung von Toleranzüberschreitungen, kann in der vorliegenden Version von Optimage, lediglich vergangene Überschreitungen tabellarisch,

³⁵zu finden unter: Daten > Externe Daten importieren > Daten importieren
in englischer Version: Data > Get External Data > Import Text File

im Liniendiagramm sowie im Histogramm darstellen. Diese Möglichkeit ist für die nachträgliche Kontrolle von Niveau A Prüfungen durch den zuständigen Medizinphysik-Experten jedoch ausreichend.

5 Aussichten

Wie schon in den Resultaten erwähnt, ist eine vollständige Deckung, der von *Optimage* und *PAS 1054 Phantom Check*, ermittelten Messwerte auf Grund der geänderten Messgeometrie nicht zu erwarten. Eine genauere Untersuchung sollte auf jeden Fall diesbezüglich durchgeführt werden. Des Weiteren sollten die verwendeten Messmethoden und ihre Umsetzung vor der Freigabe für den Gebrauch in realen Konstanzprüfungen in einer klinischen Studie an realen Prüfkörperaufnahmen auf ihre Richtigkeit und Praxisrelevanz geprüft werden³⁶.

Auch sollten weitere, in der PAS 1054 nicht erwähnte Methoden, so z.B. die alternative Bestimmung der MTF durch Messung an einer Kante [4] als Ersatz für die jetzige Bestimmung mittels Linienstrichrastern, welche als visueller Test, nicht hundertprozentig eindeutig in eine maschinelle Auswertung übertragbar ist, da dieser Test von der visuellen Empfindung und Erfahrung stark beeinflusst wird. Und somit nicht mit jedem Prüfer zu einem identischen Ergebnis führen kann. Auch die in der PAS 1054 vorgeschriebene Kontrast-Detail-Prüfung für Abnahme- und Konstanzprüfung unterliegt, als visueller Test, diesen Einschränkungen, so dass auch hier eine Automatisierung von Vorteil wäre. Derzeit laufen weiter Versuche³⁷ mit dem in der PAS 1054 beschriebenen Messeinsatz AP und dem LCD24³⁸, hierbei soll ermittelt werden, welche Kontrast-Detail-Bereiche abgedeckt werden können. Die daraus gewonnenen Ergebnisse sollen in die Entscheidung einfließen, welcher der beiden Einsätze für die Prüfungen nach Niveau B in Luxemburg zum Einsatz kommt. Wie erste Ergebnisse gezeigt haben, „dass mit dem LCD24 es möglich ist quantitative Unterschiede zu bestimmen, ähnlich wie bei CDMAM, da ein größerer Bereich zur Verfügung steht.“ [26]. Der größere Bereich bezieht sich auf die Anzahl und Abstufung der vorhandenen Details gegenüber dem AP Einsatz. In der Abbildung 30 auf Seite 59, kann man im oberen Diagramm den vom LCD24 und vom AP Messeinsatz abgedeckten Bereich erkennen. Das untere Diagramm zeigt die auf Prüfkörperaufnahmen mit LCD24 erkannten Details eines bei verschiedenen Dosen betriebenen DR-Systems, wie das Diagramm gut zeigt, kann man bei Aufnahmen von unter 1,8mGy beim AP Einsatz nur noch zwei der geforderten ≥ 4 sichtbare Details erkennen, während selbst bei der halben Dosis mit dem LCD24 noch Aussagen treffen kann.

Für die Konfiguration der verschiedenen Glättungsmethoden sollte zukünftig eine Schnittstelle zum Benutzer, bereitgestellt werden, so dass z.B. bei großen Zeitreihen die für die Bil-

³⁶Eine derartige Studie ist in Zusammenarbeit von der Fachhochschule Köln, dem CR SANTEC, dem luxemburgischen Gesundheitsministerium Abteilung für Strahlenschutz und der Ärztliche Stelle Hessen in Vorbereitung.

³⁷in Zusammenarbeit mit dem luxemburgischen Gesundheitsministerium Abteilung für Strahlenschutz. Die hier für benötigten Aufnahmen wurden an verschiedenen DR-Systemen an der UZ Leuven (Belgien) mit freundlicher Genehmigung von Frau Prof. Dr. Hilde Bosmans angefertigt.

³⁸wie AP jedoch mit 24 dem CDMAM-Phantom entnommenen Testfeldern

derung des geometrischen gleitenden Mittelwerts verwendeten Intervalle verändert werden können. Auch über eine Kombination von Filtern zur besseren Glättung sollte nachgedacht werden (siehe als Beispiel die Abbildung 29). Wie man anhand der Abbildung sehen kann, lassen sich durch Kombination von Spencerschen Formel und geometrischem gleitenden Mittelwert noch einfacher Trendbewegungen erkennen.

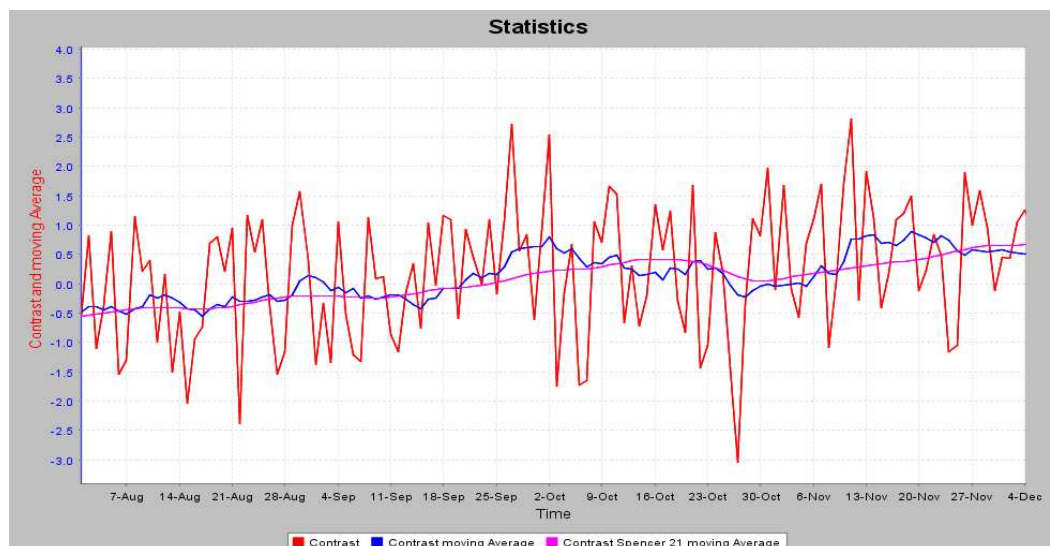
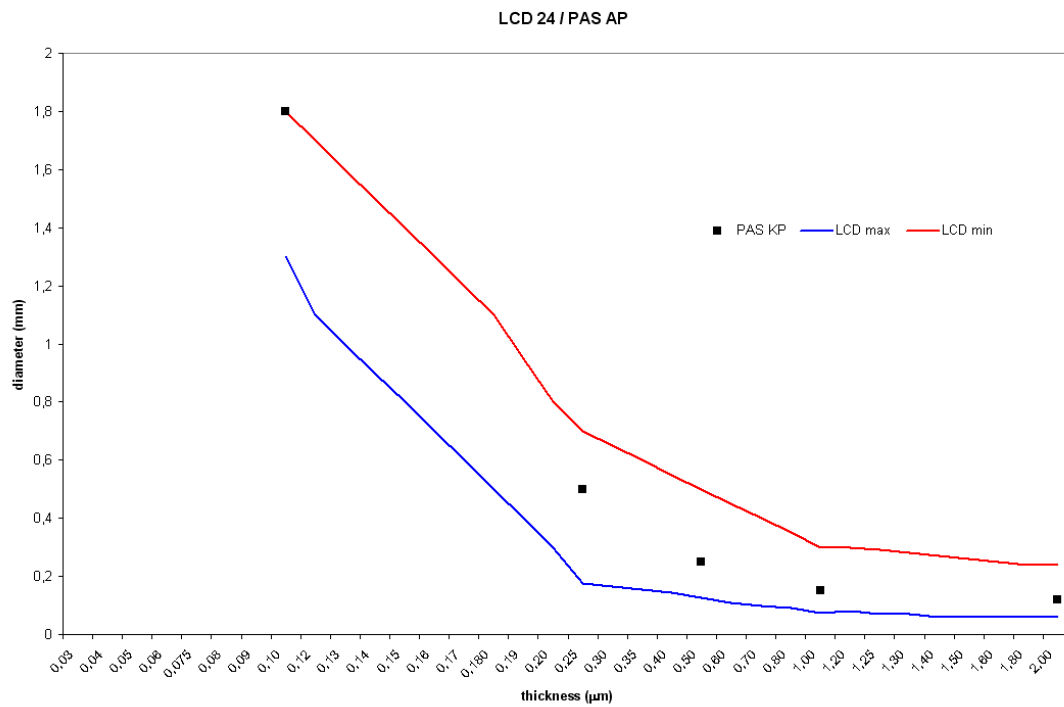


Abbildung 29: Vergleichende Darstellung der Glättung durch geometrischen gleitenden Mittelwert (blau) vs. Kombination aus Spencerschen Formel basierend auf 21 Punkten und geometrischen gleitenden Mittelwert (magenta).

Zur weiteren Automatisierung ist eine zukünftige Implementierung einer automatischen Trendanalyse sicher von Vorteil, so dass unabhängig vom Prüfer eine qualitative Aussage über den Werteverlauf gemacht werden kann. Auch eine Nutzung von empirisch bei der Abnahmeprüfung ermittelter Werte für die Warngrenzen und deren zusätzliche Nutzung nicht nur in den Diagrammen, sondern auch in der Ergebnisansicht, in Form einer Ampeldarstellung, könnte eine weitere Vereinfachung darstellen, so dass auch ohne die Betrachtung der Graphen auf eine Über-/Unterschreitung der Warngrenzen hingewiesen werden kann.

Mit allen in Optimage jetzt schon vorhandenen Mitteln bildet es eine ausbaufähige Basis zur Qualitätssicherung in der digitalen radiologischen Bildgebung, die den Testaufwand für den Prüfer reduziert. Diesen Zeitvorteil sollte man sich zu Nutze machen, und die strengen Prüfanforderungen und höhere Prüfhäufigkeit für in Screening tätige Einheiten, auch auf kurative Einrichtungen, anwenden. Dies würde sicherstellen, dass alle Mammogramme, egal ob nach Tastbefund oder präventiv, auf ein und dem selben Qualitätsstand sind, und somit jede Patientin die gleiche Behandlung erhält.



Dosis Vergleich eines DR-Systems mit LCD 24

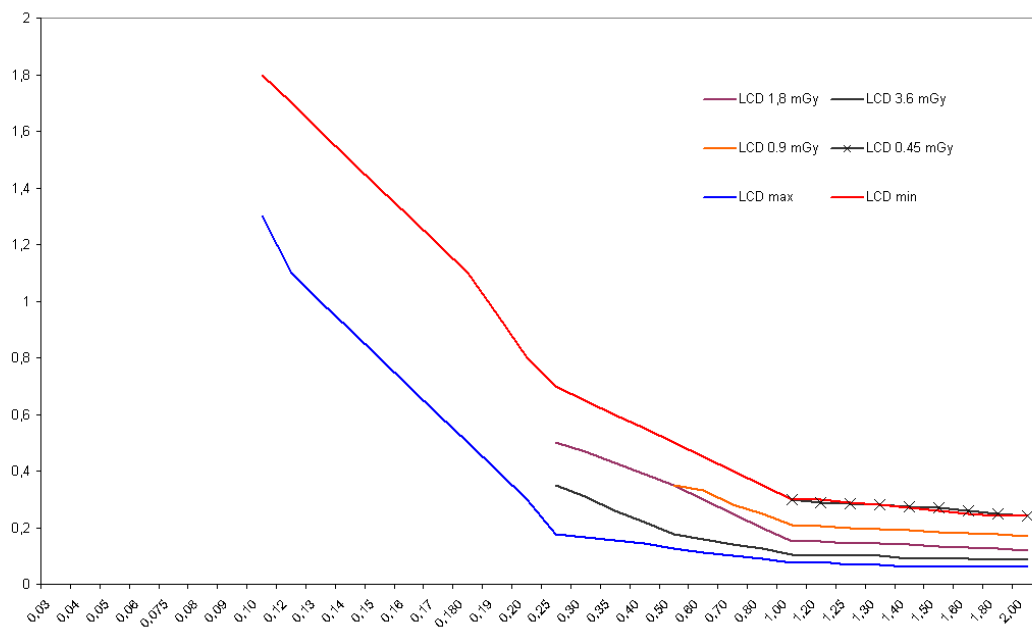


Abbildung 30: Erste Resultate für Vergleich AP vs. LCD24

Literatur

- [1] ARFELLI, F. ; BONVICINI, V. ; BRAVIN, A. ; CANTATORE, G. ; CASTELLI, E. ; PALMA, L. D. ; MICHIEL, M. D. ; FABRIZIOLI, M. ; LONGO, R. ; MENK, R. H. ; OLIVO, A. ; PANI, S. ; PONTONI, D. ; POROPAT, P. ; PREST, M. ; RASHEVSKY, A. ; RATTI, M. ; RIGON, L. ; TROMBA, G. ; VACCHI, A. ; VALLAZZA, E. ; ZANCONATI, F.: Mammography with synchrotron radiation: phase-detection techniques. In: *Radiology* 215 (2000), Apr, Nr. 1, S. 286–293
- [2] BLENDL, C. ; HERMANN, K. ; MERTELMEIER, T. ; NORMAUSSCHUSS RADIOLOGIE (Hrsg.):
PAS 1054 Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen. Deutsches Institut für Normung e.V., März 2005
- [3] BLENDL, C. ; KLUG, A. ; LOHMANN, R. ; MOLL, C. ; SCHÄDLICH, J. ; BLASER, D.: [Bavarian mammography screening: results of consistency tests in X-ray units over three months]. In: *Rofo* 176 (2004), Aug, Nr. 8, S. 1157–1166. – URL <http://dx.doi.org/10.1055/s-2004-813252>
- [4] BUHR, Egbert ; GÜNTHER-KOHFAHL, Susanne ; NEITZEL, Ulrich: Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. In: *Med Phys* 30 (2003), Sep, Nr. 9, S. 2323–2331
- [5] BUNDESREPULIK DEUTSCHLAND:
Röntgenverordnung §16 Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung von Menschen. – URL http://www.gesetze-im-internet.de/r_v_1987/index.html. – Zugriffsdatum: 10.07.2006
- [6] DANCE, D.R. ; SKINNER, C.L. ; YOUNG, K.C. ; BECKETT, J.R. ; KOTRE, C.J.: Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. In: *Phys. Med. Biol.* 45 (2000), S. 3225–3240
- [7] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V.: *DIN 6868-13; Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 13: Konstanzprüfung von Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfänger-Systemen*. Februar 2003
- [8] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V.: *DIN V 6868-152; Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 152: Abnahmeprüfung an Röntgen-Einrichtungen für Mammographie*. Februar 2004

-
- [9] EUREF: *Addendum on Digital Mammography: to chapter 3 of the: European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*. November 2003
- [10] FREE SOFTWARE FOUNDATION: *GNU Lesser General Public License V2.1*. 1999. – URL <http://www.gnu.org/licenses/lgpl.html>. – Zugriffsdatum: 01.08.2006
- [11] GERNDT, B.: *Automatische Auswertung additiver und multiplikativer Abklingeffekte nach PAS 1054*, Fachhochschule Köln, Diplomarbeit, April 2006
- [12] HAMERS, S. ; FREYSCHMIDT, J. ; NEITZEL, U.: Digital radiography with a large-scale electronic flat-panel detector vs. screen-film radiography: observer preference in clinical skeletal diagnostics. In: *Eur Radiol* 11 (2001), Nr. 9, S. 1753–1759
- [13] JACOBS, B.: *Experimentelle Analysen zur graphischen Präsentation von Daten in Liniendiagramm und Säulendiagramm unter Superposition und Juxtaposition*, Medienzentrum der Philosophischen Fakultät der Universität des Saarlandes, Diplomarbeit, 1995. – URL <http://www.phil.uni-sb.de/mz/Grafikexperiment/gesamtue.html>. – Zugriffsdatum: 18.07.2006
- [14] JAHNEN, A.: *Optimage project homepage*. – URL <http://www.santec.lu/projects/optimage/>. – Zugriffsdatum: 11.07.2006
- [15] KÖHLER, A. ; GIBIS, B. ; MÜHLICH, A.: Mammographie-Screening: Flächendeckendes Angebot bereit im Jahr 2005. In: *Deutsches Ärzteblatt* Jg. 100 (2003), März, Nr. 19, S. A1240–A1242
- [16] LEHNERTZ, K.: *Folien zur Vorlesung: Medizinische Physik: Physikalische Grundlagen der medizinischen Bildgebung*. – URL <http://imbie.meb.uni-bonn.de/epileptologie/staff/lehnertz/Roe4.pdf>. – Zugriffsdatum: 10.08.2006
- [17] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA): *Digital Imaging and Communications in Medicine V3*. 2006. – URL <http://dicom.nema.org/>. – Zugriffsdatum: 10.07.2006
- [18] NORMAUSSCHUSS RADIOLOGIE ; NAR/DIN (Hrsg.): *Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen: Erläuterungen zur Anwendung*. Deutsches Institut für Normung e.V., Oktober 2005. – URL http://www.nar.din.de/sixcms_upload/media/1378/PAS%201054%20Erl%20E4uterungen%202005-10.pdf. – Zugriffsdatum: 11.07.2006

-
- [19] NORMENAUSSCHUSS RADIOLOGIE: *Homepage des NAR*. – URL <http://www.nar.din.de/>. – Zugriffsdatum: 11.07.2006
- [20] NORMENAUSSCHUSS RADIOLOGIE: *EPQC und die Abnahme- und Konstanzprüfungen nach PAS 1054 im Vergleich*. Mai 2005. – URL http://www.forum-roev.de/download/Gegenueberstellung_PAS_Adendum.pdf. – Zugriffsdatum: 13.08.2006
- [21] PADOVANI, R.: Basic Principle of Flat Panel Imaging Detectors. In: *Training course digital projection radiography* Sentinel (Veranst.), 2006
- [22] RASBAND, W.: *ImageJ Browsable Sourcecode: ImageStatistics.java*. – URL <http://rsb.info.nih.gov/ij/developer/source/ij/process/ImageStatistics.java.html>. – Zugriffsdatum: 12.07.2006
- [23] SCHILZ, C.: *Measurement of the local dissolution / Square-Wave-Response-Function*. Brüderkrankenhaus Trier (Veranst.). – siehe Anhang C CD Inhalt
- [24] SCHREIBER, A.: *Automatische Prüfkörperauswertung in der digitalen Mammographie*, Fachhochschule Köln, Diplomarbeit, 2006
- [25] SHANNOUN, F. ; BACK, C. ; SCHREINER, A. ; HARPES, N.: The situation of Medical Physics in Luxembourg. In: *Z Med Phys* 14 (2004), Nr. 2, S. 123–129
- [26] SHANNOUN, F. ; JAHNEN, A. ; MOLL, C.: *Poster: Vergleich verschiedener Phantome zur Kontrast-Detail-Bestimmung in der digitalen Mammographie; akzeptiert von DGMP*. September 2006
- [27] SHAWHART, W. ; PUBLICATIONS, Courier D. (Hrsg.): *Statistical Method from the Viewpoint of Quality Control*. Nachdruck, 1986
- [28] STRAHLENSCHUTZKOMMISSION: *Digitale Mammographie in der kurativen Anwendung und im Screening: Stellungnahme der Strahlenschutzkommission*. Dezember 2004. – URL <http://www.ssk.de/werke/volltext/2004/ssk0418.pdf>. – Zugriffsdatum: 12.08.2006
- [29] STROTZER, M. ; GMEINWIESER, J. ; VÖLK, M. ; FRÜND, R. ; SEITZ, J. ; MANKE, C. ; ALBRICH, H. ; FEUERBACH, S.: Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography. In: *AJR Am J Roentgenol* 171 (1998), Jul, Nr. 1, S. 23–27

-
- [30] STROTZER, M. ; VÖLK, M. ; FEUERBACH, St.: Flachdetektoren in der digitalen Radiographie: Sofortbilder hoher dialogischer Qualität bei reduzierter Strahlenbelastung. In: *Deutsches Ärzteblatt* 99 (2002), September, Nr. 38, S. A2484–A2488. – URL <http://www.aerzteblatt.de/v4/archiv/artikel.asp?src=heft&id=32995>. – Zugriffsdatum: 14.07.2006
- [31] STROTZER, M. ; VÖLK, M. ; FRÜND, R. ; HAMER, O. ; ZORGER, N. ; FEUERBACH, S.: Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. In: *AJR Am J Roentgenol* 178 (2002), Jan, Nr. 1, S. 169–171
- [32] STROTZER, M. ; VÖLK, M. ; REISER, M. ; LENHART, M. ; MANKE, C. ; GMEINWIESER, J. ; HOLZKNECHT, N. ; LINK, J. ; FEUERBACH, S.: Chest radiography with a large-area detector based on cesium-iodide/amorphous-silicon technology: image quality and dose requirement in comparison with an asymmetric screen-film system. In: *J Thorac Imaging* 15 (2000), Jul, Nr. 3, S. 157–161
- [33] WEISSTEIN, Eric W.: „*Spencer’s 15-Point Moving Average.*“ *From MathWorld--A Wolfram Web Resource.* – URL <http://mathworld.wolfram.com/Spencers15-PointMovingAverage.html>. – Zugriffsdatum: 21.07.2007
- [34] WEISSTEIN, Eric W.: „*Spencer’s Formula.*“ *From MathWorld--A Wolfram Web Resource.* – URL <http://mathworld.wolfram.com/SpencersFormula.html>. – Zugriffsdatum: 21.07.2007
- [35] WIDMER, U. ; BÄHLER, K.: Open-Source-Lizenzen - Wesentliche Punkte für Nutzer, Entwickler und Vertreiber. In: *Open Source Jahrbuch 2006* (2006), S. 165–179. – URL <http://www.opensourcejahrbuch.de/h>. – Zugriffsdatum: 01.08.2006
- [36] WIKIPEDIA DEUTSCHLAND: *Eclipse (IDE)*. – URL [http://de.wikipedia.org/wiki/Eclipse_\(IDE\)](http://de.wikipedia.org/wiki/Eclipse_(IDE)). – Zugriffsdatum: 02.08.2006

A Quellcode

Quellcodeverzeichnis

1	Beispiel für den Aufbau einer csv-Datei	31
2	Berechnung der Standardabweichung nach PAS 1054 Phantom Check	54
3	Anpassung Ortsauflösungsvermögen an PAS 1054; PASLeadBarPattern_.java .	66
4	Original Einstellungen von LeadBarPattern_.java	66


```
35    private final String[] lbpText = { "6.0mm" , "7.0mm" , "8.0
        mm" , "9.0mm" , "10mm"  };
```

Quellcode 3: Anpassung Ortsauflösungsvermögen an PAS 1054; PASLeadBarPattern_.java

```
35    private final String[] lbpText = { "0.6mm" , "0.7mm" , "0.8
        mm" , "0.9mm" , "1.0mm" , "1.2mm" , "1.4mm" , "1.6mm" ,
        "1.8mm" , "2.0mm" , "2.2mm" , "2.5mm" , "2.8mm" , "3.1mm
        " , "3.4mm" , "3.7mm" , "4.0mm" , "4.3mm" , "4.6mm" , "
        5.0mm"  };
```

Quellcode 4: Original Einstellungen von LeadBarPattern_.java

B Erklärungen

B.1 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, die vorgelegte Arbeit in dem gemeldeten Zeitraum ohne fremde Hilfe verfasst und mich keiner anderen als der angegebenen Hilfsmittel und Quellen bedient zu haben.

Luxemburg, den

Christian Moll

B.2 Sperrvermerk

Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk.

Luxemburg, den

Christian Moll

B.3 Weitergabeerklärung

Ich erkläre hiermit mein Einverständnis, dass das vorliegende Exemplar meiner Diplomarbeit oder eine Kopie hier von für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden darf.

Luxemburg, den

Christian Moll

C CD Inhalt

- Optimage 1.0pre4
- Demoaufnahmen
 - DR
 - CR
- javadoc; Dokumentation zu Optimage Klassen
- ImageJ 1.36
 - Windows
 - Mac OS 9
 - Mac OS X
 - JAR File
- Dokumente
 - Schilz, C.: Measurement of the local dissolution / Square-Wave-Response-Function